Aus dem Medizinischen Strahleninstitut
der Universität Tübingen
Direktor: Prof. Dr. W. Frommhold

OPTIMIERUNG DER FELDANPASSUNG BEI MEHRFELDERBESTRAHLUNG

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin
der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Rüdiger Cörlin
aus Meiningen

1979

Aus dem Medizinischen Strahleninstitut
der Universität Tübingen
Direktor: Prof. Dr. W. Frommhold

OPTIMIERUNG DER FELDANPASSUNG BEI MEHRFELDERBESTRAHLUNG

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin
der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Rüdiger Cörlin
aus Meiningen

1979

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan:	Prof. Dr. Dr. N. Schwenzer
1. Berichterstatter:	Priv.-Doz. Dr. A.-C. Voß
	(Prof. Dr. W. Frommhold)
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. G. Breitling

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

I.	Einleitung		
	1.1.	Die Bedeutung der additiven Einzelfeldtechnik in der Megavolttherapie.	1
	1.2.	Problemstellung	2
II.	Geometrische Betrachtung		5
	2.1.	Halbschatten und geometrische Unschärfe	6
	2.1.1.	Gammatron	6
	2.1.2.	Linearbeschleuniger	8
	2.2.	Bestimmung der geometrischen Unschärfe	8
	2.3.	Geometrische Feldgröße	10
	2.3.1.	Gammatron	10
	2.3.2.	Linearbeschleuniger	11
	2.4.	Apposition zweier Stehfelder	12
	2.4.1	Gammatron	13
	2.4.2.	Linearbeschleuniger	15
III.	Physikalische Betrachtung		
	3.1.	Röntgen- und Gamma-Strahlen	18
	3.2.	Bremsstrahlung	19
	3.3.	Entstehung der Gammastrahlung am Gammatron	19
	3.4.	Entstehung ultraharter Bremsstrahlung am Linearbeschleuniger	21
	3.5.	Massenschwächungskoeffizient bei ultraharten Photonen	22
	3.6.	Dosisaufbaueffekt	22
IV.	Experimenteller Teil		
	4.1.	Methodik	23
	4.2.	Das Phantom	23

	4.3.	Das Meßsystem	25
	4.4.	Apparative Einstellung	26
	4.5.	Meßvorgang	27
V.	Meßreihen am Gammatron		
	5.1.	Orthograde Einstrahlung eines Stehfeldes	28
	5.1.1.	Bestimmung des Dosisdekrementlinien-systems	28
	5.2.	Orthograde Einstrahlung von 2 Stehfeldern	34
	5.3.	Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern	36
	5.4.	Reproduzierbarkeit	45
		Fraktionierte Bestrahlung von 2 Stehfeldern	
	5.4.1.	am homogenen Polystyrol-Phantom	45
	5.4.2.	am Einbauphantom (Thoraxphantom)	48
VI.	Meßreihen am Linearbeschleuniger		
	6.1.	Orthograde Einstrahlung eines Stehfeldes	52
	6.1.1.	Bestimmung des Dosisdekrementlinien-systems	52
	6.2.	Orthograde Einstrahlung von 2 Stehfeldern	57
	6.3.	Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern	57
	6.4.	Fraktionierte Bestrahlung von 2 Stehfeldern	
		am homogenen Polystyrolphantom	65
	6.5.	am Einbauphantom (Thoraxphantom)	66
VII.	Diskussion		70
VIII.	Zusammenfassung		76
IX.	Literaturübersicht		79

I. Einleitung

1.1. Bedeutung der additiven Einzelfeldtechnik in der Megavolttherapie.

Die Methode der Strahlenbehandlung richtet sich nach den topographischen Gesetzmäßigkeiten von Krankheitsentstehung und Krankheitsausbreitung. Das Verhalten von malignen Tumoren genau erkennen, ist für den Erfolg jeglicher Therapie von entscheidender Bedeutung. Die Ausbreitung maligner Tumoren ist über verschiedene Wege möglich:

1. lokales Wachstum
2. lymphogene Metastasierung
3. hämatogene Metastasierung
4. Implantation.

Eine Strahlenbehandlung kann sich je nach Ausdehnung des malignen Befalls von der lokalen Herdbestrahlung ("local field") über die Bestrahlung von Herd- und Nachbarregionen ("extended field") bis zur Teil- und Ganzkörperbestrahlung erstrecken.
Die Methode der Behandlung ist also abhängig von der Grösse des zu bestrahlenden Volumens und der Höhe der notwendigen Mindestdosis für den Tumor. Die Dosisverteilung im Bereich des Tumorvolumens sollte so homogen wie möglich sein, denn eine Unterdosierung führt zum Rezidiv, eine Überdosierung zur Nekrose. Andererseits ist auf eine weitgehende Schonung des umgebenden Gewebes zu achten.

Die Bestrahlung der Lymphogranulomatose, deren Ausbreitungsgebiet primär über längere Zeit auf das System der großen Lymphknotenstationen begrenzt bleiben kann, ist über die nachweislich befallenen Regionen hinaus lückenlos auf das gesamte System der Lymphknotenstationen einschließlich Milz auszudehnen. In der Strahlentherapie von malignen Systemerkrankungen finden additive Einzelfeldtechnik und Satellitentechnik Anwendung (16).
Bei der Satellitentechnik handelt es sich um Großfeldbestrahlungen mit Ausblendung zu schonender Körperpartien. Dies geschieht mit Satelliten aus stark absorbierenden Materialien (Blei, Lipowitz-Legierung), die nur das geplante Bestrahlungsfeld für das Nutzstrahlenbündel freigeben. Die Satellitentechnik bedarf eines größeren technischen und zeitlichen Aufwandes, erfüllt jedoch die Forderungen einer zusammenhängenden homogenen Bestrahlung.
In den meisten deutschen Therapiezentren wird die Einzelfeldtechnik angewandt. Dabei werden die Felder aneinandergestückelt und jede Lymphknotenstation mit einer Einzelfeld- oder Mehrfeldtechnik bestrahlt. So werden supraklavikuläre, axilläre mediastinale, paraaortale und iliakale Felder lückenlos aneinandergereiht. Die 50% - Isodosen der Felder werden auf der Haut zur Deckung gebracht, so daß trotz Zusammensetzung des Bestrahlungsgebietes aus Einzelfeldern eine weitgehend homogene Bestrahlung erzielt wird, bei guter Anpassungsmöglichkeit an die individuellen- und pathologisch-anatomischen Gegebenheiten (21).

1.2. Problemstellung.

Zur Tiefentherapie werden am Medizinischen Strahleninstitut der Universität Tübingen ein Cobalt-60-Telegamma Therapiegerät (Siemens Gammatron I), ein Linearbeschleuniger (Philips SL 75/10) sowie ein 15 MeV - Betatron (Siemens AG Erlangen) zur Erzeugung ultraharter Strahlung bzw. Elektronen eingesetzt.

In der vorliegenden Arbeit wird das Kriterium "Dosishomogenität" für die Aneinanderfügung von Einzelfeldern zum hauptsächlichen Optimierungsziel. Dabei sollte diejenige Einstellung am Gammatron und Linearbeschleuniger gefunden werden, bei der es innerhalb eines Phantoms zu keinen Überlappungen (hot spots) bzw. zu keinen Lecks (Unterdosierungen) des zusammengesetzten Strahlenfeldsystems kommt. Einer Verwirklichung der Idealforderung nach vollkommener Dosishomogenität im Überschneidungsbereich der beteiligten Strahlenbündel sind von den Gesetzmäßigkeiten der Strahlenphysik und von den Gegebenheiten der Gerätekonstruktion her praktische Grenzen gesetzt.
Um im Zielvolumen meist disseminiert vorhandene Tumorverbände mit maximaler Aussicht auf Heilung zu schädigen, müssen wegen der Dosisabhängigkeit der Strahlenwirkung Dosen angestrebt werden, die im allgemeinen nur knapp unter der Toleranzgrenze des für den späteren Heilungsverlauf maßgeblich physiologischen Gewebes liegen. Wegen

der exponentiellen Abhängigkeit des Dosiseffektes ist bei Unterdosierungen eine unverhältnismäßige Minderung des strahlentherapeutischen Erfolgs zu erwarten. Jedes Leck würde am Patienten die Rezidivgefahr im unterdosierten Gebiet erhöhen, und jede Überschneidung würde zur Überdosierung mit Schädigung des gesunden Gewebes, d.h. zu einem Strahlenschaden führen.
Daraus läßt sich folgern, daß die Schwankungsbreite der Dosis innerhalb des Zielvolumens so gering sein sollte, wie es von den bestrahlungstechnischen Gegebenheiten möglich ist.

II. Geometrische Betrachtung.

Punktquelle.

In der Praxis lassen sich viele Quellen als punktförmig behandeln. Eine Punktquelle ist dadurch charakterisiert, daß ihre Abmessung im Vergleich zum Abstand der Strahlenquelle vom Bestrahlungsobjekt bzw. von der Blende klein ist (4).

Strahlenausbreitung und Abstandsquadratgesetz.

Die Strahlenquelle emittiert eine Anzahl von n Photonen pro sec , die sich nach allen Richtungen des Raumes geradlinig ausbreiten, so daß auf einer Kugeloberfläche F_1 ($F_1 = 4 \pi r_1^2$) überall die gleiche Strahlenflußdichte Φ herrscht. Bei größerem Abstand von der Quelle wird die Strahlenflußdichte entsprechend der Vergrößerung der Kugeloberfläche nach der Beziehung :

$$F_1 : F_2 : F_3 : = r_1^2 : r_2^2 : r_3^2$$

geringer.

Danach fällt die Strahlenflußdichte einer punktförmigen Quelle quadratisch mit dem Abstand ab.

In der Tiefentherapie verwendet man große Quellen-Haut-Abstände -zwischen 50 und 200 cm, je nach Feldgröße und apparativer Ausstattung-, um möglichst hohe Tiefendosen zu erreichen. Der durch die Divergenz bedingte Dosisabfall wird mit größerem QHA zwar kleiner, doch sind der praktischen Anwendung wegen des dadurch entstehenden Dosisleistungsabfalls Grenzen gesetzt (beim Telekobalt-

gerät z.B. durch die verlängerte Bestrahlungsdauer).

2.1. Halbschatten und geometrische Unschärfe.

Die geometrische Unschärfe ist die Folge der räumlichen Ausdehnung der Strahlenquelle (Abweichen von der punktförmigen Quelle in der Praxis) (17).

2.1.1. Halbschatten und geometrische Unschärfe am Gammatron.

Beim Gammatron ist der effektive Divergenzpunkt an der patientenseitigen Oberfläche der radioaktiven Quelle anzusetzen. Der geometrische Strahlensatz ist durch den erheblichen Quellendurchmesser von 1 cm schlecht erfüllt. Das Nutzstrahlenbündel weist einen größeren Halbschattenbereich an den Bündelbegrenzungen auf, dessen Größe von der Form und Anordnung der Blenden abhängt.

Um einen möglichst kleinen Halbschatten zu erhalten, müssen der Quellen-Blenden-Abstand möglichst groß und der Blenden-Haut-Abstand möglichst klein sein (s.Abb.1).
Diese Forderungen sind aber in der Strahlentherapie nur bedingt zu erfüllen, da sich bei hautnahen Blenden die Hautdosis durch die von den Blendenrändern emittierten Sekundärelektronen erhöht. Auf der anderen Seite verringert sich bei zu großer Wahl des Quellen-Blenden-Abstandes auf Grund des Abstandsquadratgesetzes die Dosisleistung. Der Blenden-Quelle-Abstand beträgt beim Gammatron I 33 cm. Ein QHA von

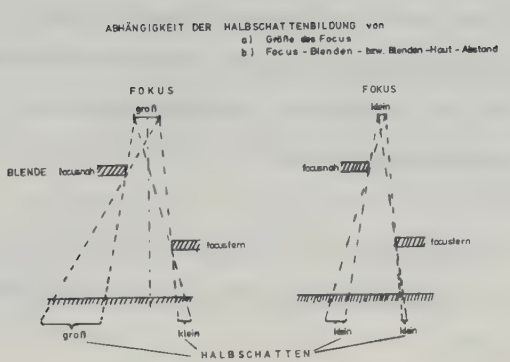


Abb.1 Abhängigkeit der Halbschattenbildung von der Größe der Strahlenquelle und dem Quellen-Blenden- bzw. Blendem--Haut-Abstand.

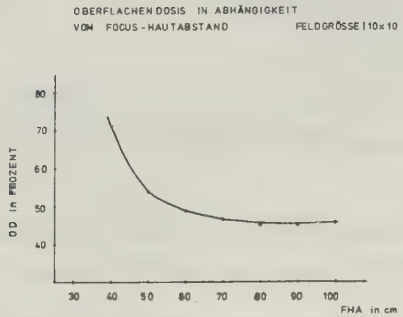


Abb.2 Oberflächendosis bezogen auf die Maximaldosis in Abhängigkeit vom QHA am Gammatron.

weniger als 50 cm sollte nicht benutzt werden (entsprechend 17 cm Blenden-Haut-Abstand), da die Oberflächendosis nach Abb. 2 steil ansteigt, bedingt durch die entstehende Sekundärelektronenstrahlung an den Blenden (9).

2.1.2. Halbschatten und geometrische Unschärfe am Linearbeschleuniger.

Beim Linearbeschleuniger kann der Divergenzpunkt mit guter Näherung an der Oberfläche der Antikathode in der Mitte des Auftrittquerschnitts der beschleunigten Elektronen angenommen werden (16). Der Auftrittquerschnitt beträgt wenige mm^2 und ist damit wesentlich kleiner als die Strahlenquelle am Gammatron. Auf Grund der höheren Dosisleistung kann ein großer QuelleHaut-Abstand gewählt werden.

2.2. Bestimmung der geometrischen Unschärfe.

An einem mit wenig empfindlichem Filmmaterial bestückten Phantom wurde eine orthograde Einzelfeldbestrahlung mit 30 R durchgeführt. Aus der erhaltenen Dosisquerverteilung wurde der Halbschatten innerhalb des Phantoms bestimmt. Zur Ermittlung des Halbschattenbereichs wurden an Hand der Dosisverteilungskurve die Abszissenwerte bestimmt, in denen die Dosis senkrecht zum Zentralstrahl 90% und

20% ihres Maximalwertes erreicht. Die Differenz dieser beiden Werte ist die geometrische Unschärfe (24). Der sich zwischen dem 90%- und 20% - Dosiswert erstreckende Teil der Kurve zeigt einen linearen Verlauf (s.Abb 5a-c am Gammatron und Abb. 15a-c am Linearbeschleuniger). Beim Linearbeschleuniger zeigt die Dosisverlaufskurve einen steileren Dosisabfall am Feldrand, was einer großen Flankensteilheit entspricht.

Für die verschiedenen Phantomtiefen ergaben sich bei einer Blendeneinstellung von 10cm x 6cm und einem FHA von 60 cm am Gammatron und von 90 cm am Linearbeschleuniger folgende geometrische Unschärfen:

Halbschattenbereich am	Phantomtiefe 1 cm	10 cm	19 cm
Gammatron I	0,8cm	1,87cm	3,17cm
Linearbeschleuniger SL 75/10	0,58cm	0,86cm	0,94cm

Dabei wurde am Linearbeschleuniger die Längsseite (10cm) des Feldes durch die fokusferne Blende, die Breitseite (6cm) durch die fokusnahe Blende begrenzt. Die beiden Felder wurden im Bereich der Längsseiten in G-T-Richtung aneinandergefügt. Der Halbschattenbereich wurde damit in A-B-Richtung ausgemessen.

Der Linearbeschleuniger weist in der Tiefe den deutlich geringeren Halbschattenbereich auf. Dies ermöglicht eine bessere Schonung der in Tumornähe gelegenen empfindlichen Organe.

2.3. Geometrische Feldgröße.

Die Feldabmessung (Abmessung des Bündelquerschnitts) ist geometrisch festgelegt durch den Divergenzpunkt, den Strahlensatz und die Blende, die dem Patienten am nächsten angeordnet ist. Meist fällt sie mit der 50 % - Isodose zusammen, bezogen auf ein Maximum von 100 % in der gleichen Ebene senkrecht zum Zentralstrahl. Feldgrößenangaben können sich stets nur auf einen bestimmten Referenzabstand beziehen. Dieser Bezugsabstand beträgt am Gammatron 50 cm und am Linearbeschleuniger 100 cm.
Nach dem Strahlensatz der geometrischen Ähnlichkeitslehre gilt, daß die Querschnittsabmessung (Kantenlänge beim rechteckigen Querschnitt) proportional zum Divergenzpunkt-Abstand zunimmt.

2.3.1. Feldgröße am Gammatron.

Am Gammatron ergibt sich für die orthograde Stehfeldprojektion bei einer Blendenvorwahl von 10 cm x 6cm, für einen Quellen-Haut-Abstand von 60 cm rein rechnerisch die

die Feldgröße von

12 cm x 7,2 cm.

Bei der Ausmessung des durch das Lichtvisier begrenzten Feldes ergab sich dagegen eine Feldgröße von

11,7 cm x 6,9 cm.

Die durch das Lichtvisier wiedergegebene Feldgröße ist demnach um 2,5 % bzw. um 4,1 % kleiner als die aus der Blendenvorwahl errechnete.

2.3.2. Feldgröße am Linearbeschleuniger.

Am Linearbeschleuniger ergibt sich für die orthograde Stehfeldprojektion bei einer Blendenvorwahl von 10 cm x 6 cm und einem Focus-Haut-Abstand von 90 cm rein rechnerisch eine Feldabmessung von

9 cm x 5,4 cm.

Die Ausmessung des Lichtvisierfeldes ergab eine Feldgröße von

9,1cm x 5,3 cm.

Auch hier bestand eine Abweichung, allerdings geringer als am Gammatron, was sich durch die exaktere Blendeneinstellungsvorrichtung am Linearbeschleuniger erkären läßt. Die Abweichung betrug (+) 1,1% für die Länge bzw. (-) 1,8% für die Breite.

2.4. Appostion zweier Stehfelder.

Beim Aneinanderlegen der 50% - Isodosen zweier Stehfelder, deren Zentralstrahl senkrecht zur Oberfläche steht, kommt es auf Grund der Strahlendivergenz der Nutzstrahlenbündel mit zunehmender Tiefe zu immer größer werdenden Überlappungsbereichen innerhalb des Zweifeldersystems.
Damit die sich berührenden Begrenzungen der beiden Nutzstrahlenbündel in der Tiefe keine Überschneidungen erfahren, müssen die 50 %-Isodosen zusammenfallen und unter gleicher Richtung eingestrahlt werden. Dies erreicht man, wenn die entsprechenden Begrenzungsflächen senkrecht auf der Oberfläche stehen.

2.4.1. Die Apposition zweier Stehfelder am Gammatron.

Da der Zentralstrahl identisch mit der Winkelhalbierenden des Strahlenbündels ist, muß die Strahlenquelle um die Hälfte des Aperturwinkels herausgekippt werden, damit die laterale Begrenzungsfläche senkrecht zur Oberfläche steht. Der Aperturwinkel errechnet sich aus der vorgegebenen Blendeneinstellung von 10cm x 6cm und dem Bezugsabstand von 50 cm. Für eine Feldbreite von 6 cm gilt:

$$\tan \alpha/2 = 3\text{cm} / 50\text{cm} = 0{,}06$$

$$\alpha = 2 \operatorname{arctg} 0{,}06 = 6^{\circ}\ 52'\ 2''$$

Da der Strahlerkopf um die Hälfte des Aperturwinkels gekippt werden soll, beträgt der Kippwinkel φ:

$$\varphi = 3^{\circ}\ 26' \quad \text{oder } 3{,}44^{\circ}.$$

Bei der Schrägprojektion wird der laterale Achsenabstand und damit der Dosisabfall zur Peripherie hin größer. Für einen Quellenabstand von 60 cm beträgt der laterale Achsenabstand x_1 des 50%-Punktes bei Senkrechtprojektion mit einer Blendeneinstellung von 10 cm x 6cm und einem Referenzabstand von 50 cm:

$$X_1 = \frac{60\ \text{cm} \times 3\ \text{cm}}{50\ \text{cm}}$$

$$X_1 = 3{,}6\ \text{cm}$$

Bei der Schrägprojektion mit einem Kippwinkel φ und einem Aperturwinkel α von $6^{\circ}52'$ muß der laterale Achsenabstand X_2 zunehmen (s.Abb.3). Die Feldbreite Y_2 des Nutzstrahlen-

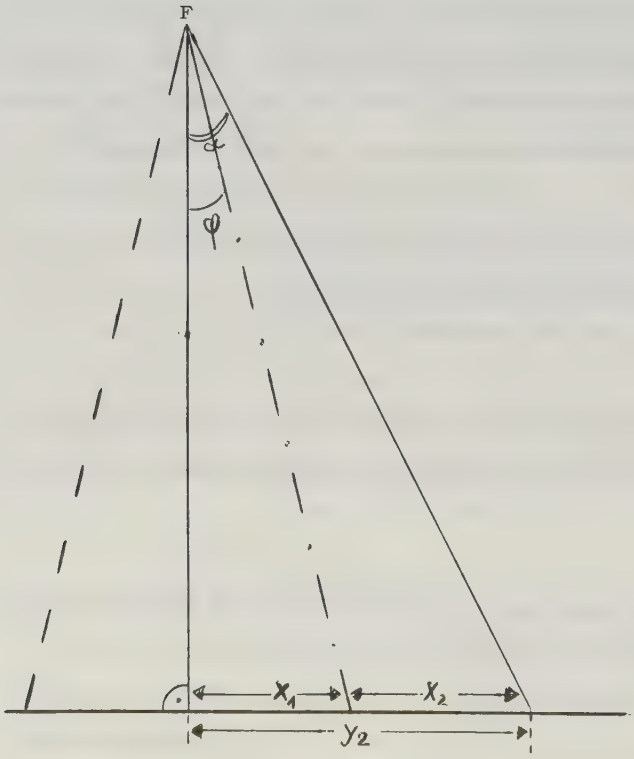


Abb. 3
Darstellung der Veränderung des lateralen Achsenabstands beim Übergang von der Senkrecht- zur Schrägprojektion.

bündels errechnet sich aus dem Aperturwinkel α und dem Quellenabstand nach folgender Gleichung:

$$Y_2 = \tan\alpha \times QHA$$
$$= 0.12043 \times 60 \text{ cm}$$
$$Y_2 = 7{,}226 \text{ cm}$$

Daraus ergibt sich für den lateralen Achsenabstand X_2:

$$X_2 = Y_2 - X_1$$
$$= (7{,}226 - 3{,}6) \text{ cm}$$
$$X_2 = 3{,}626 \text{ cm}$$

Der laterale Achsenabstand hat sich unter dem Einstrahlwinkel von $3^{\circ}26'$ gegenüber der orthograden Einstrahlung um 0,026 cm entsprechend 0,72% vergrößert. Der verhältnismäßig geringe Einfluß des schrägen Strahleneinfalls auf den peripheren Dosisabfall kann damit vernachläßigt werden.

2.4.2. Die Apposition zweier Stehfelder am Linearbeschleuniger.

Beim Übergang von der Senkrecht- zur Schrägprojektion läßt sich die Strahlenquelle am Linearbeschleuniger nicht kippen wie am Gammatron sondern rotiert um ein Isozentrum. Dabei ist der Rotationsradius stets konstant.

Er beträgt beim Philips SL 75/10 100 cm. Bei einem Focus-Haut-Abstand von 90 cm liegt die Drehachse des Focus unterhalb der Eintrittsfläche des Strahlenbündels.
Die Winkelabweichung von der senkrechten Einstrahlung nach lateral wird als Rotationswinkel φ angegeben.

Für 2 Parallelen gilt $\alpha/2 = \varphi$, d.h. der Rotationswinkel φ entspricht dem halben Aperturwinkel α (s.Abb.3).

Der Aperturwinkel errechnet sich aus der Blendeneinstellung von 10 cm x 6 cm und dem Bezugsabstand von 100 cm. Für eine Feldbreite von 6 cm gilt dann:

$$\tan \alpha/2 = \frac{3 \text{ cm}}{100 \text{ cm}} = 0{,}03$$

$$= 2 \operatorname{arctg} 0{,}03 = 3{,}4367^{\circ}$$

Damit beträgt der Rotationswinkel $\varphi = \alpha/2$

$$\varphi = 1^{\circ}43' \text{ oder } 1{,}7^{\circ}.$$

Der Rotationswinkel von 1,7° führt zur Senkrechteinstrahlung der einen lateralen Begrenzungsfläche. Das andere Feld läßt sich durch Rotation des Strahlers in die andere laterale Richtung und entsprechende Verschiebung des Bestrahlungstisches senkrecht daran anfügen (s.Abb.17).

III. Physikalische Betrachtung.

3.1. Röntgen- und Gamma-Strahlen.

Bei den Röntgen- und Gamma-Strahlen handelt es sich um elektromagnetische Schwingungen, die sich mit der Lichtgeschwindigkeit c fortpflanzen. Sie sind durch die Wellenlänge λ und die Frequenz ν charakterisiert:

$$\nu = \frac{c}{\lambda}$$

Die Strahlung wird je nach Art des Experimentes entweder als Welle (Beugung, Interferenz, Polarisation, Streuung) oder als Korpuskel, Photon (Energieübertragung) angesehen (Dualismus der Strahlung). Die korpuskulären Eigenschaften treten um so mehr hervor, je energiereicher die Strahlung ist. Die Röntgen- und Gamma-Strahlung haben sich als ladungsfreie Lichtquanten (Photonen) erwiesen (4).
Die Energie eines Photons läßt sich aus dem Planck'schen Wirkungsquantum und der Frequenz nach $\nu = \frac{c}{\lambda}$ darstellen:

$$E = h \times \nu = h \times \frac{c}{\lambda}$$

Gamma-Strahlen und charakteristische Röntgenstrahlen weisen ein Linienspektrum auf.

3.2. Bremsstrahlung.

Bremsstrahlung weist ein kontinuierliches Spektrum auf. Sie tritt auf, wenn schnelle Elektronen im Coulomb-Feld eines Atomkerns eine Änderung ihrer Bewegungsrichtung erfahren, wodurch sich ihre kinetische Energie verringert. Der auftretende Verlust an kinetischer Energie wird in Form von Photonen emittiert.

3.3. Entstehung der Gamma-Strahlung am Gammatron.

Die Gamma-Strahlung entsteht beim Übergang von angeregten Atomkernen in den Grundzustand. Die Herstellung von ^{60}Co als künstlich radioaktives Isotop erfolgt durch Bestrahlung von inaktivem ^{59}Co im Neutronenfluß des Kernreaktors.
Beim ^{60}Co ist das Neutronen - Protonenverhältnis zu hoch. Der Abbau des Neutronenüberschusses erfolgt unter Emission von Beta-Strahlung. Diese hat eine Maximalenergie von 310 keV und 1,48 MeV. Die Elektronenstrahlung wird von der Kapsel, die die Strahlenquelle einschließt, vollständig absorbiert (9).
Nach Beta-Emission entsteht ein instabiler Zwischenzustand. Dieser geht nach Aussendung von Photonenstrahlen in den stabilen Endzustand des ^{60}Ni über. Die Gamma-Strahlungsenergien betragen 1,173 MeV und 1,337 MeV (s.Abb.4).

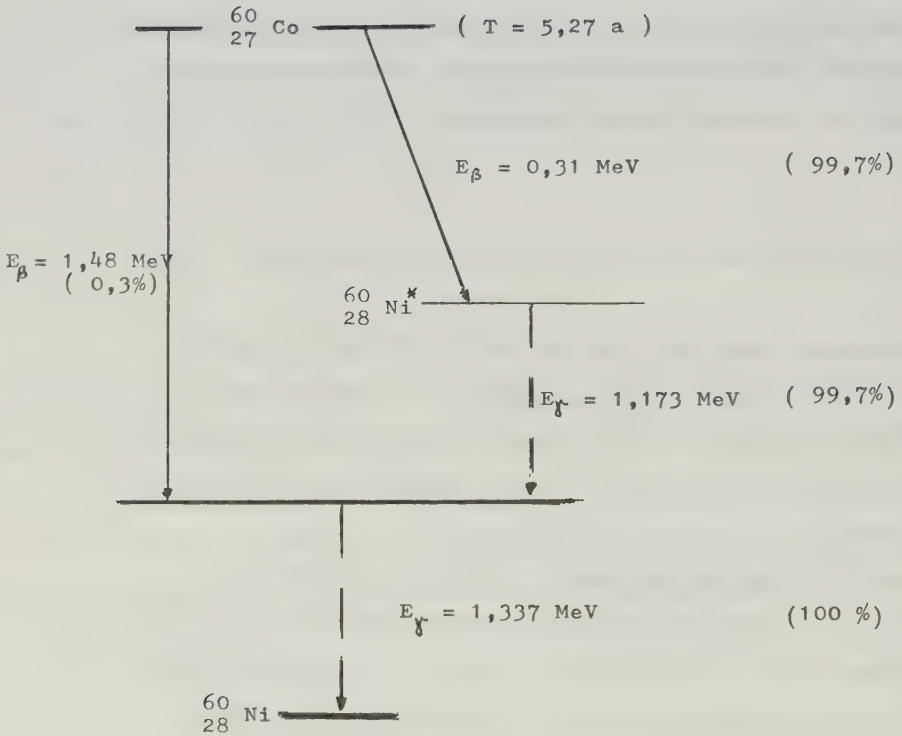


Abb. 4
Zerfallsschema von ^{60}Co . (3)

Die Cobalt-60 -Quelle besaß zum Zeitpunkt der Bestrahlungsversuche eine Aktivität von 3000 Ci. Die relativ kurze Halbwertszeit von 5,3 Jahren führt dazu, daß die Bestrahlungszeiten monatlich um 1,1% verlängert werden müssen (8).

3.4. Entstehung ultraharter Bremsstrahlung am Linearbeschleuniger.

Beim Linearbeschleuniger werden Elektronen in einem evakuierten Rohr beschleunigt. Die Energie der Elektronen des Linearbeschleunigers ist proportional der Länge der Beschleunigungsröhre und der Quadratwurzel der Hochfrequenzleistung. Der Linearbeschleuniger SL 75/10 der Firma Philips ist ein Wanderwellenbeschleuniger, bei dem eine Hochfrequenzwelle mit den Elektronen gleichschnell mitläuft, so daß eine ständig beschleunigende elektrische Feldkomponente zur Verfügung steht. Am Ende der Beschleunigungsstrecke erfolgt eine Richtungsumlenkung des Elektronenbündels, das beim Aufprall auf ein Target Bremsstrahlen mit kontinuierlichem Spektrum erzeugt. Ein Ausgleichsfilter, das unterhalb des Targets in den Bremsstrahlengang eingeschaltet ist, homogenisiert die Dosisleistung innerhalb des Nutzstrahlenbündels.

Die Grenzenergie beträgt 8 MeV. Die Dosisleistung in 1 m Focus-Abstand beträgt 400 rad/min bei einer Impulswiederholungsfrequenz von 400 Hz.

3.5. Massenschwächungskoeffizient bei ultraharten Photonen.

Der Massenschwächungskoeffizient in Knochen-Fett-Muskelgewebe ist von der Energie der Strahlung, der effektiven Ordnungszahl und der Elektronenkonzentration dieser Gewebe abhängig. Für die Strahlenenergien, in denen der Compton-Effekt überwiegt (zwischen 0,5 und 5 MeV), spielt die effektive Ordnungszahl keine Rolle (3). Daher entspricht bei ultraharten Strahlen der Massenschwächungskoeffizient von Knochen etwa dem des wasseräquivalenten Gewebes. Aufgrund dieser Eigenschaft wirken sich im Bestrahlungsbereich liegende Knochenpartien nicht mehr wesentlich auf die Dosisverteilung aus.

3.6. Dosisaufbaueffekt.

Mit steigender Photonenenergie wird das Dosismaximum von der Oberfläche in immer größere Tiefen verlagert. Dies führt zur Hautschonung und Entlastung des subkutanen Gewebes.
Der Dosisaufbaueffekt entsteht dadurch, daß die primäre Photonenstrahlung Sekundärelektronen erzeugt, die ungefähr die Richtung der Photonenstrahlung beibehalten. Die Streustrahlung verläuft ebenfalls in Vorwärtsrichtung, so daß das Bestrahlungsgebiet scharf begrenzt bleibt. Der laterale Dosisgradient ist entsprechend steil.
Das Dosismaximum liegt beim Gammatron I in 5 mm und beim Linearbeschleuniger SL 75/10 in 25 mm Tiefe.

IV. Experimenteller Teil.

4.1. Methodik.

Bestimmung der Dosisquerverteilung.

Um sich beim Verfahren der Apposition zweier Felder unter Vermeidung unerwünschter Dosisüberschneidungen bzw. Unterdosierungen ein Bild über die Homogenität im Bestrahlungsgebiet machen zu können, wurde das Dosisquerprofil bestimmt. Die Dosisquerverteilung ist in komplexer Weise abhängig von der Art und Energie der Strahlung, vom Quellen-Objekt-Abstand, von der Feldgröße, der Zahl und Anordnungen der Felder, sowie der Art und Größe des bestrahlten Körpers. Eine rechnerische Bestimmung der Dosisquerverteilung ist deshalb praktisch nur schwer möglich.
Aus diesem Grund wurde die Bestimmung des Dosisdekrements an einem Phantom durchgeführt.

4.2. Das Phantom.

Die in einem Phantom erzeugte Dosisquerverteilung kommt der Dosisverteilung im Körper unter gleichen Bestrahlungsbedingungen dann am nächsten, wenn atomare Zusammensetzung und Dichte des Phantoms denen der einzelnen Gewebearten möglichst gleichen. Die Herstellung von Phantomsubstanzen mit gewebegleicher Zusammensetzung ist jedoch so aufwendig, daß man mit einer gewebeähnlichen

Zusammensetzung und Dichte auszukommen versucht. Die Eigenschaft einer solchen Phantomsubstanz, die gleiche Dosisverteilung wie das von ihr ersetzte Gewebe zu liefern, wird als gewebeäquivalent in Bezug auf die Gewebeart bezeichnet.

Da der lebende Organismus vorwiegend aus Weichteilgewebe aufgebaut ist, das zu einem hohen Teil Wasser enthält, sind Wasser und wasseräquivalente Substanzen in oft ausreichender Näherung für Phantommessungen geeignet (5).

Als wasseräquivalente Phantomsubstanz wurden Polystyrol-Platten Thermodet A 300 (Zusammensetzung C_8H_8 ; Dichte 1,06 g/cm^3 - zum Vergleich die Dichte von Muskelgewebe 1,05 g/cm^3 -) verwendet.

Die Polystyrolplatten hatten eine Fläche von 40cm x 30cm und eine Dicke von 1 cm. Für die grundsätzliche Überprüfung des Verfahrens der Apposition zweier Stehfelder wurde ein geometrisch einfacher Phantomkörper gewählt. Durch Aufeinanderlegen von zwanzig Polystyrol-Platten erhielt man ein kubisches Phantom mit einer Phantomtiefe von 20 cm.

Der Einfluß der nicht-wasseräquivalenten Absorption ultraharter Strahlen im Körpergewebe, wie z.B. Lungengewebe, muß beim Aufbau des Phantoms berücksichtigt werden. Dadurch werden Fehler bei der Messung in Phantomen vermieden, die beim Thorax wegen der geringen Absorption der lufthaltigen Lunge sehr groß sein können. Deshalb wurde das homogene Phantom bei den abschließenden Meßreihen durch ein Einbauphantom ersetzt, das die Funk-

tion eines Lungenphantoms einnehmen sollte.
Die Lunge hat beim Erwachsenen von 70 kg Körpergewicht eine Masse von ca. 1 kg. Sie enthält bei einem jungen Erwachsenen in normaler Exspirationslage (Atemruhelage) 2,2 l Luft und in normaler Inspirationslage 2,7 l Luft, so daß die gemittelte Lungendichte zwischen 0,31 und 0,27 g/cm^3 schwankt. Wegen des größeren Residualvolumens liegen beim alten Menschen die entsprechenden Werte bei 0,23 und 0,20 g/cm^3 (7).
Das Zellgummimaterial, das beim Aufbau des Thoraxphantoms zur Anwendung kam, hatte eine Dichte von 0,20 g/cm^3 und entsprach der gemittelten Lungendichte eines älteren Menschen in Inspirationslage.

4.3. Meßsystem.

Obgleich die dosimetrischen Eigenschaften von Filmen in physikalischer Hinsicht wenig befriedigen, sind Filme im Rahmen der Strahlentherapie wegen ihres hohen räumlichen Auflösungsvermögens und der Information über ganze Dosisverteilungen sehr nützlich (14).

Drei Therapy-Verification-Filme (Type RP/VX-OMAT der Firma Kodak, seit 1977 X-OMAT V XV-2) wurden jeweils so in das Phantom eingebracht, daß die Filme zwischen den 1 cm dicken Polystyrol-Platten exponiert waren. Ein Film wurde zwischen

Platte 1 und 2 (entsprechend 1 cm Phantomtiefe), ein zweiter zwischen Platte 10 und 11 (entsprechend 10 cm Phantomtiefe) und ein dritter zwischen Platte 19 und 20 (entsprechend 19 cm Phantomtiefe) gelegt.
Die Filme wurden manuell entwickelt und weiterverarbeitet. Die Temperatur der Entwicklerlösung war konstant 20°C. Die Entwicklungszeit betrug 3.5 min., die Zwischenwässerung 30 sec., der Fixierprozeß 8.0 min. und die Endwässerung 30 min. Die anschliessende Trocknung erfolgte bei Zimmertemperatur. Die Auswertung der Schwärzungen der Filme erfolgte photometrisch am Double beam densitometer der Fa. Loebl, Newcastle. Die Filme wurden in Form einer Dosisverlaufskurve ausgewertet und die Schwärzungsverteilungen stets auf unbelichtetes aber mitentwickeltes Filmmaterial bezogen.

4.4. Apparative Einstellung.

Folgende Einstellungen wurden über die gesamte Versuchsserie konstant gehalten:

1. Die Bestrahlungsdosis bezogen auf die Oberfläche betrug 30 R.
2. Die Blendeneinstellung an beiden Geräten betrug 10cm x 6cm.
3. Der Quelle-Objekt-Abstand betrug am Gammatron 60 cm und am Linearbeschleuniger 90 cm.

4.5. Meßvorgang.

Die Bestrahlungsbedingungen wurden probeweise solange variiert, bis die ermittelten Dosisverteilungen der geforderten Verteilung in genügender Annäherung entsprachen.

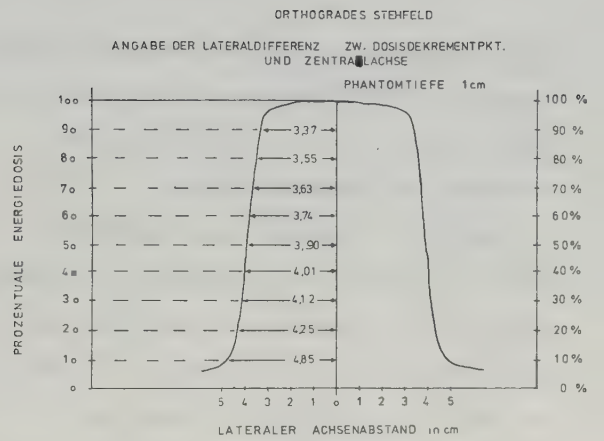
V. Meßreihen am Gammatron I.

5.1. Orthograde Einstrahlung eines Stehfeldes.

Diese Einstellung diente dazu, innerhalb des bestrahlten Volumens an Hand der ermittelten Dosisverlaufskurven für Phantomtiefen von 1 cm, 10 cm und 19 cm das Dosisdekrement für verschiedene Punkte und deren entsprechenden Lateralabstand von der Zentralachse zu bestimmen (s.Abb. 5a-c).
Als Dosisdekrement für einen Punkt bezeichnet man das Verhältnis der Dosis an diesem Punkt zur Dosis auf dem Zentralstrahl in der gleichen Ebene senkrecht zur Zentralachse des Nutzstrahlenbündels. Die Normierung bezieht sich auf das Dosismaximum auf dem Zentralstrahl (entsprechend 100 % Energiedosis).

5.1.1. Bestimmung des Dosisdekrementliniensystems.

Die Verbindungslinie der in verschiedenen Tiefen liegenden Punkte mit gleichem Dosisdekrement wird als Dosisdekrementlinie bezeichnet. Die Voraussetzung für die Möglichkeit der lückenlosen Aneinanderfügung zweier Bestrahlungsfelder ist, daß die Dekrementlinien Geraden darstellen, die sich in einem Punkt schneiden.
Inwieweit das Dosisdekrementliniensystem am Gammatron I



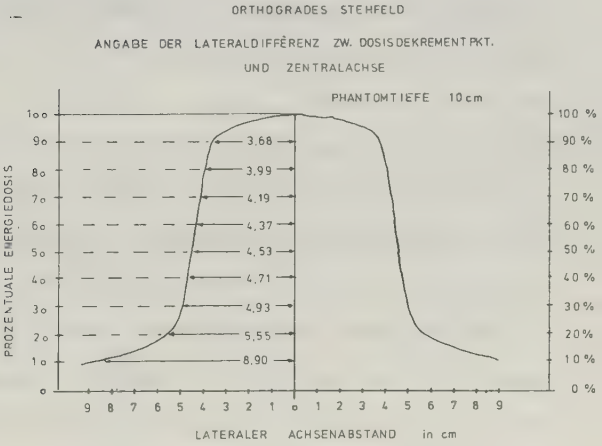
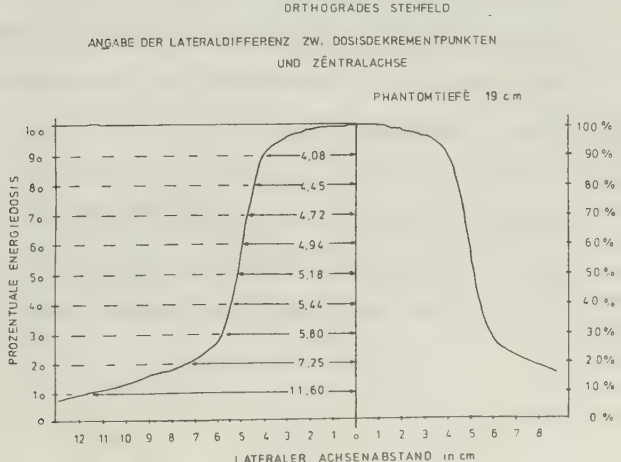


Abb. 5 a-c
Lateraldifferenz zwischen Dosisdekrement und Zentralachse.



praktisch durch Geraden angenähert werden kann, konnte aus den Divergenzwinkeln der entsprechenden Lateralabstände der Dosisdekrementpunkte in verschiedenen Phantomtiefen ersehen werden.
In Tabelle 1 sind die Lateralabstände und Divergenzwinkel für die einzelnen Phantomtiefen angegeben. Aus Tabelle 2 geht die Lage des Schnittpunkts von Dekrementlinie und Zentralstrahl hervor. In Tabelle 3 sind die Mittelwerte der Schnittkoordinaten zusammengestellt. Aus Tabelle 3 läßt sich ersehen, daß sich die Dekrementlinien nicht in der Strahlenquelle schneiden. Die 90%- und 80%- Dekrementlinien schneiden die Zentralachse oberhalb, die Dekrementlinien für Dosen unter 70 % unterhalb der Quelle. Mit abnehmendem Dosisdekrement wird die Dekrementlinie flacher. Der Schnittpunkt verlagert sich zum Bestrahlungsobjekt hin.
Die Verbindung der Dosisdekrementpunkte verschiedener Phantomtiefen zeigt, daß die Dekrementlinie zwischen 1cm und 10cm steiler verläuft als die Linie, die sich aus den Punkten in 10cm und 19cm Phantomtiefe ergibt. Deshalb schneidet die 10/19 - Linie die Zentralachse unterhalb des Schnittpunktes von Zentralachse und 1/10-Linie (s.Tab.2).
Liegen die Dekrementpunkte auf einer Geraden, dann bilden die aus verschiedenen Phantomtiefen ermittelten Dekrementlinien einen gemeinsamen Schnittpunkt mit der Zentralachse. Diese Forderung trifft für keinen der ermittelten Dekrementwerte zu. Die Tab. 3 zeigt, daß sich für die 90%- ($\pm$ 12,07), für die 20%- ($\pm$ 4,07) und für die 10%-Punkte ($\pm$ 5,20) relativ große Abweichungen von einem gemeinsamen Schnittpunkt ergeben.

Dosisdekrement X = Lateralabstand (cm) D = Divergenzwinkel	1 cm	Phantomtiefe 10 cm	19 cm
90 % x =	3.37	3.68	4.08
D=	3°10'	3°01'	2°57'
80 % x =	3.55	3.99	4.45
D=	3°20'	3°16'	3°13'
70 % x =	3.63	4.19	4.72
D=	3°24'	3°26'	3°25'
60 % x =	3.74	4.37	4.94
D=	3°31'	3°34'	3°35'
50 % x =	3.90	4.53	5.18
D=	3°39'	3°42'	3°45'
40 % x =	4.01	4.71	5.44
D=	3°46'	3°51'	3°56'
30 % x =	4.12	4.93	5.80
D=	3°52'	4°02'	4°12'
20 % x =	4.25	5.55	7.25
D=	3°59'	4°32'	5°15'
10 % x =	4.85	8.90	11.60
D=	4°33'	7°15'	8°21'

Tab. 1

Bestimmung des Divergenzwinkels am Gammatron.

Dosisdekrement	berechnet aus den Dekrementpunktabständen in 1cm u. 10 cm Tiefe	1 cm u. 19 cm Tiefe	10 cm u. 19 cm Tiefe
90 %	-36,84 cm	-24,44 cm	-12,80 cm
80 %	-11,61 cm	-10,00 cm	- 8,07 cm
70 %	2,66 cm	1,06 cm	- 1,15 cm
60 %	7,57 cm	4,90 cm	1,00 cm
50 %	5,29 cm	6,16 cm	7,28 cm
40 %	9,44 cm	10,52 cm	11,93 cm
30 %	15,22 cm	16,86 cm	19,00 cm
20 %	32,58 cm	35,50 cm	40,62 cm
10 %	50,22 cm	48,07 cm	40,33 cm

Tab. 2

Lage des Schnittpunktes von Dekrementlinie und Zentralstrahl am Gammatron.

90 %	-24,73 $\pm$	12,07	60 %	4,49 $\pm$	3,30	30 %	17,03 $\pm$	1,90
80 %	- 9,89 $\pm$	1,77	50 %	6,24 $\pm$	1,00	20 %	36,23 $\pm$	4,07
70 %	0,86 $\pm$	1,90	40 %	10,63 $\pm$	1,25	10 %	46,21 $\pm$	5,20

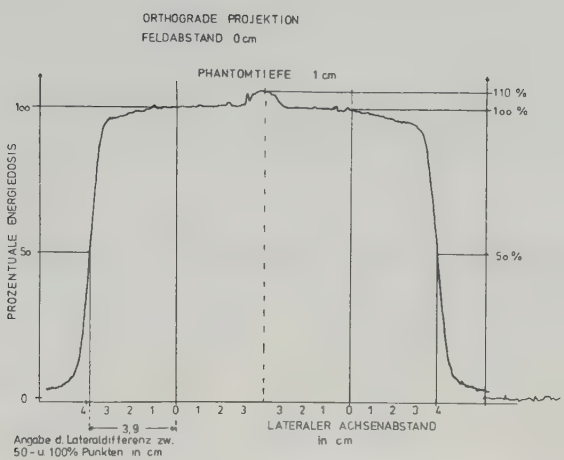
Tab. 3

Bestimmung des Mittelwertes aus den 3 verschiedenen Phantomtiefen.

In Tab. 1 sind die Divergenzwinkel (bezogen auf die Strahlenquelle) der entsprechenden Lateralabstände der Dosisdekrementpunkte für verschiedene Phantomtiefen wiedergegeben. Die Divergenzwinkel der 70%- bis 50%- Punkte weichen nur wenig voneinander ab. Somit bilden die Dekrementlinien zwischen 50% und 70% annähernd Geraden die sich in der Strahlenquelle schneiden.

5.2. Zweifelder-Methode am Gammatron.
Orthograde Einstrahlung von 2 Stehfeldern.

Ein im Strahlerkopf befindliches Lichtvisier projiziert die Null-, Fünfzig- und Hundert-Prozent-Isodosenlinie nebeneinander.
Beide Felder wurden senkrecht zur Phantomoberfläche eingestrahlt. Durch laterale Verschiebung der Phantomunterlage (Bestrahlungstisch) wurden die 50%-Isodosenlinien aneinandergefügt. Der Abstand der 50%-Isodosenlinien betrug also 0 cm.
Auf Grund der Strahlendivergenz der beiden senkrecht eingestrahlten Nutzstrahlenbündel kam es zu einer Überlagerung der beiden Felder. Die Breite der Dosisüberschneidungen nahm nach dem Strahlensatz mit größer werdender Phantomtiefe zu. Ebenso erhöhte sich die relative Dosisüberschreitung im Überschneidungsgebiet. Nach Abb. 6 a-c betrug das Dosismaximum bezogen auf den 100%-Wert auf der Zentralachse in 1 cm Phantomtiefe 110%, in 10 cm Tiefe 143% und in 19 cm Tiefe 159%. Die Werte in der Überlappungszone differierten erheblich. Die prozentuale Abweichung der Werte, die in 1 cm und 19 cm Phantomtiefe gemessen wurden, betrug 49%.



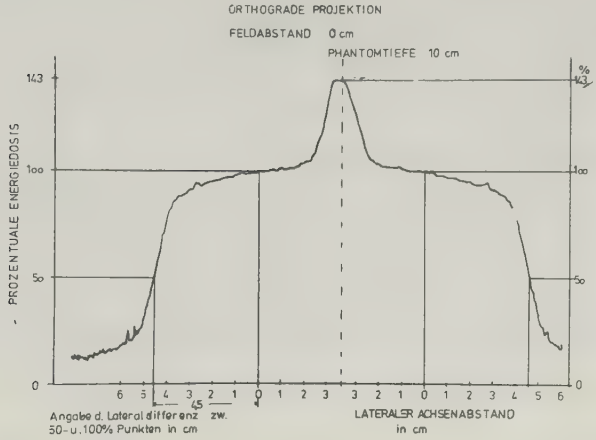
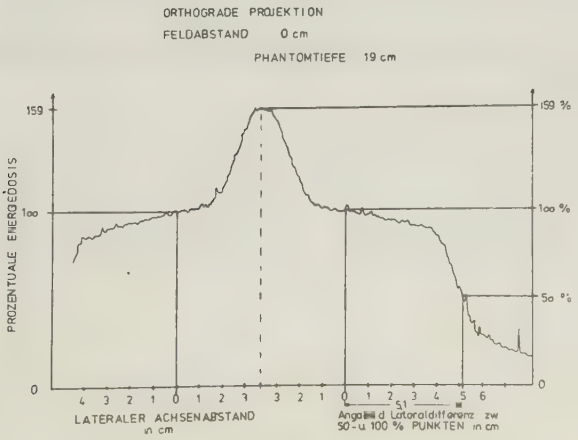


Abb. 6 a-c
Querverteilung bei orthograder Einstrahlung von 2 Stehfeldern



5.3. Schrägeinstrahlung von zwei Stehfeldern am Gammatron.

Um eine mit der Phantomtiefe zunehmende Dosisüberlappung zu vermeiden, müssen zwei Bestrahlungsfelder divergierend voneinander angeordnet werden. Die Anordnung kann dabei so gewählt werden, daß die Randstrahlen, genauer gesagt, die 50% - Isodosenflächen senkrecht auf der Phantomoberfläche stehen. Der dazu notwendige Kippwinkel wurde bereits rechnerisch ermittelt.
Für die Versuchsdurchführung erfolgte die Bestimmung des Kippwinkels experimentell.
Die 50% - Isodosengrenzen des in den Strahlengang eingeblendeten Lichtvisiers wurden bei Senkrechtprojektion auf der Phantomoberfläche ausgemessen, und die so erhaltene Lage der Zentralachse , um welche gekippt werden sollte, auf der Phantomoberfläche aufgezeichnet. Dann wurde der Strahlerkopf soweit aus der Senkrechten herausgekippt, bis die 50% - Isodosengrenzen mit der Markierung zur Deckung kamen. Dabei ergab sich ein Kippwinkel von 3,6 Grad.
Nach Einstrahlung des ersten Feldes wurde das zweite entsprechend des obigen Vorgangs von der anderen Seite her eingestrahlt (vgl. Abb. 7).
Die Auswertung der Dosisverlaufskurven ergab eine relativ starke Dosisüberschneidung an den sich berührenden Feldbegrenzungen, so daß die Felder um einige Millimeter

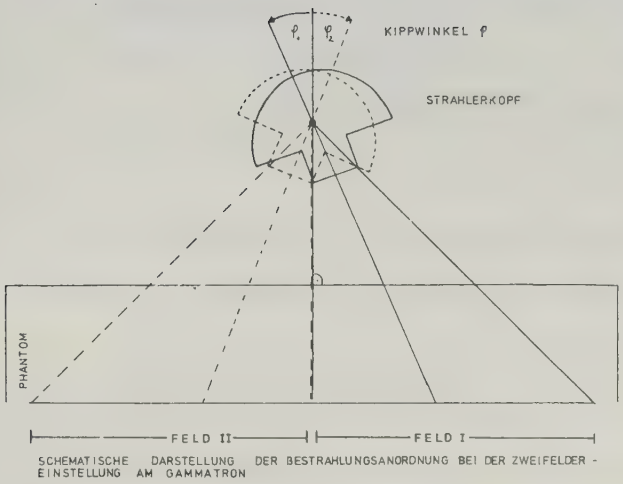
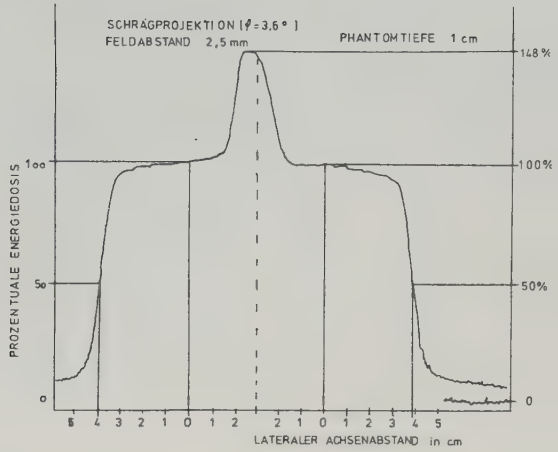
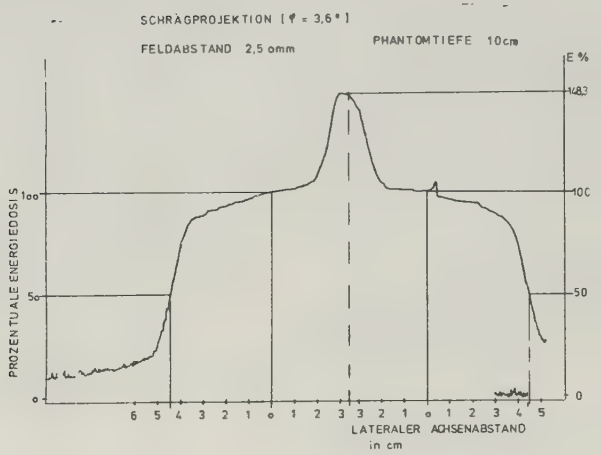


Abb. 7 Schematische Darstellung der Bestrahlungsanordnung bei der Zweifeldereinstellung am Gammatron

auseinandergerückt werden mußten, um diese Superpositionen zu vermeiden. Zunächst wurde wieder das 1. Feld bestrahlt und anschließend der Strahlerkopf um den Winkel von 3,6 Grad in die entgegengesetzte Richtung gekippt. Bevor das 2. Feld eingestrahlt wurde, verschob man den Bestrahlungstisch so, daß sich ein Abstand von 2,5 mm zwischen den beiden 50%-Isodosenlinien ergab.
Dieser Abstand war noch zu gering, wie die Dosisverlaufskurven der Abb. 8a-c zeigen.
Auf allen drei Phantomebenen findet man eine starke Überschneidung der medialen Feldanteile. Die Werte differieren mit 3,7% nur noch wenig voneinander. Der Kippwinkel war richtig gewählt. In 1 cm Phantomtiefe betrug das Dosismaximum 148%, in 10 cm Tiefe 148,3% und in 19 cm Tiefe 151,7%. Um eine homogene Ausstrahlung zu bekommen, muß der Abstand zwischen den Feldern vergrößert werden. Die Felder wurden bei einer weiteren Einstellung um 5 mm versetzt. Dabei verringerten sich die Dosisspitzen erheblich (vgl. Abb. 9a-c). In 1 cm Phantomtiefe betrug das Dosismaximum 107%, in 10 cm Tiefe 108,7% und in 19 cm Tiefe 110,9%. Die Versetzung um einen weiteren Millimeter auf 6 mm Feldabstand führte zu einer geringfügigen Unterdosierung in dem aus 2 Feldern zusammengesetzten Bestrahlungsbereich. Diese Unterdosierung trat allerdings nur in einer Phantomtiefe von 1 cm auf. Die Dosis betrug 99% (vgl. Abb. 10a). Die beiden anderen Phantomebenen, die mit Filmmaterial bestückt waren, wiesen keine Dosisschwankungen auf. Allerdings führte der Dosisabfall zu den Rändern hin zu einem gewölbten





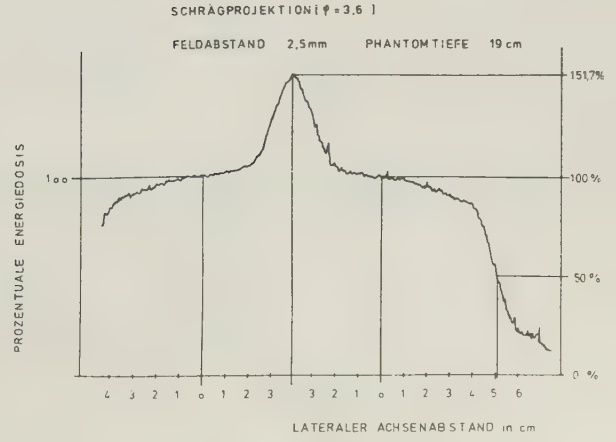
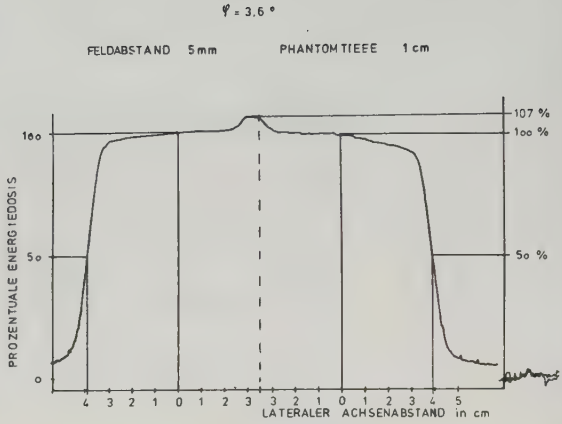


Abb. 8 a-c
Querverteilung bei Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern

bei einem Kippwinkel von 3.6° und einem Feldabstand von 2.5 mm



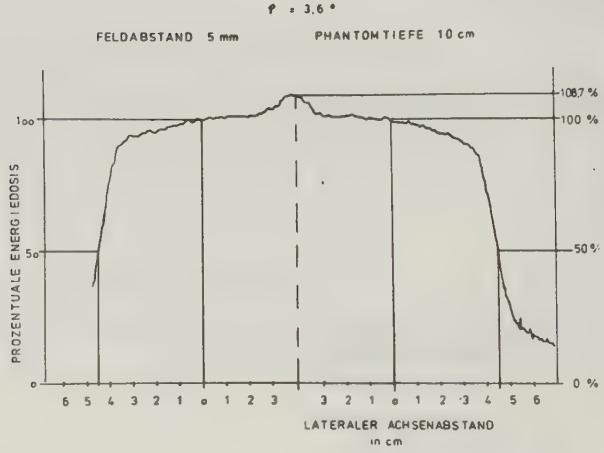
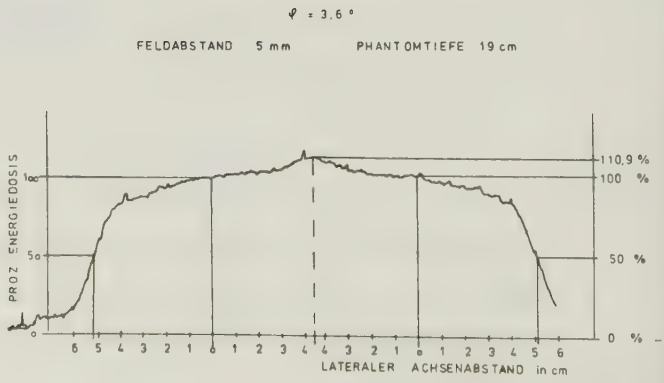
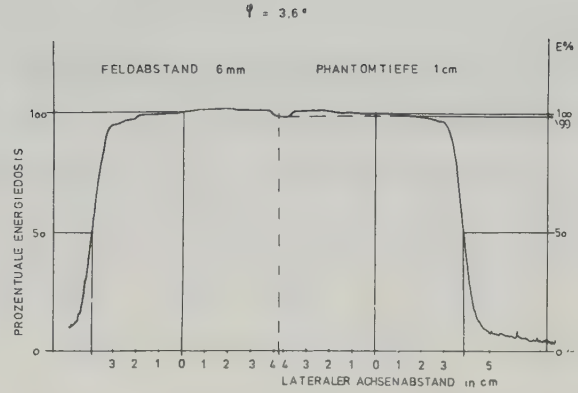


Abb. 9 a-c
Querverteilung bei Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern

bei einem Kippwinkel von 3.6° und einem Feldabstand von 5 mm





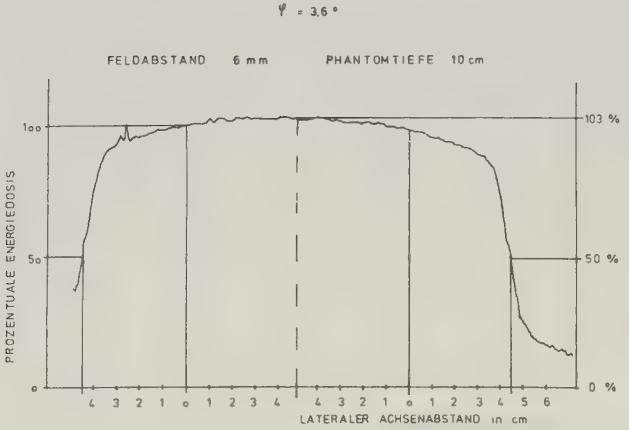
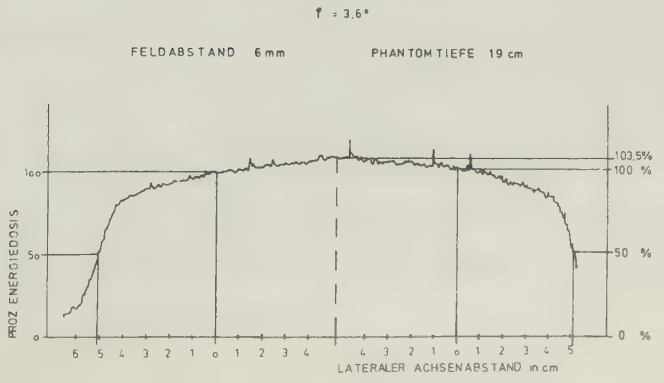
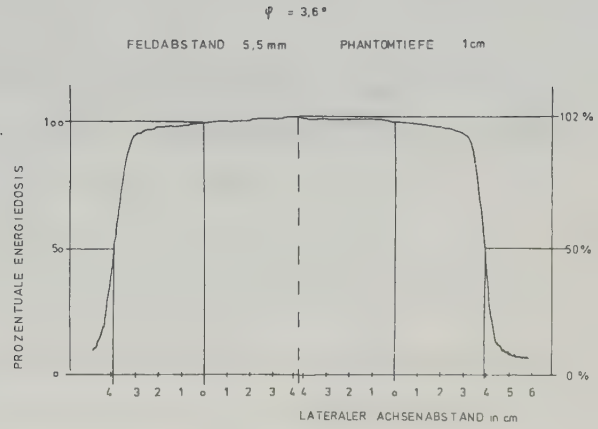


Abb. 10 a-c
Querverteilung bei Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern

bei einem Kippwinkel von 3.6° und einem Feldabstand von 6 mm



Plateau der Dosisverlaufskurve. Deshalb lag die Dosis in der Mitte des Plateaus über dem 100%-Dosiswert bezogen auf die Zentralachsen. In 10 cm Phantomtiefe betrug sie 103% und in 19 cm Tiefe 103,5% (s.Abb. 10 b u. 10 c). Im Rahmen der Optimierung der Dosisverteilung mußte die Einstellung der Bestrahlungsanordnung gefunden werden, bei der sich die Unterdosierung in 1 cm Tiefe bei 6 mm Feldabstand vermeiden läßt. Da bei einem Feldabstand von 5 mm eine Dosisspitze von 107%, bei einem Abstand von 6 mm bereits eine geringe Unterdosierung von 99% Energiedosis auftrat, wurde eine Einstellung mit einem Feldabstand von 5,5 mm durchgeführt. Entsprechend der Abb. 11 a bis c ergaben sich für eine Phantomtiefe von 1 cm ein Dosismaximum von 102%. In 10 cm Tiefe betrug es 103,7% und in 19 cm Tiefe 103,2%. Unter den vorgegebenen Bedingungen bei einem Kippwinkel von 3,6 Grad und einem Feldabstand von 5,5 mm ergab sich eine optimale Dosisverteilung am Telekobaltgerät. Dosisspitzen und Unterdosierungen waren auf allen Phantomebenen abgebaut. Es bestand ein Dosisabfall im Bereich des Plateaus von der Mitte des zusammengesetzten Bestrahlungsfeldes zur Peripherie hin, d.h. bis zum Übergang in den linearen Flankenabfall der Dosisverlaufskurve. Der Dosisabfall des Plateaus betrug in 1 cm Phantomtiefe 11%, in 10 cm Tiefe 16,1% und in 19 cm Phantomtiefe 19,2%. Der Dosisabfall hält sich in vertretbaren Grenzen. Bei einem schrägen Strahleneintritt von 3,6 Grad ist die Verwendung von Keil- und Ausgleichsfiltern oder der Ausgleich



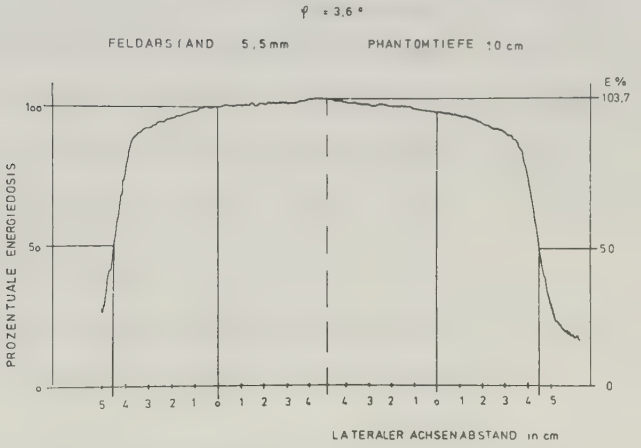
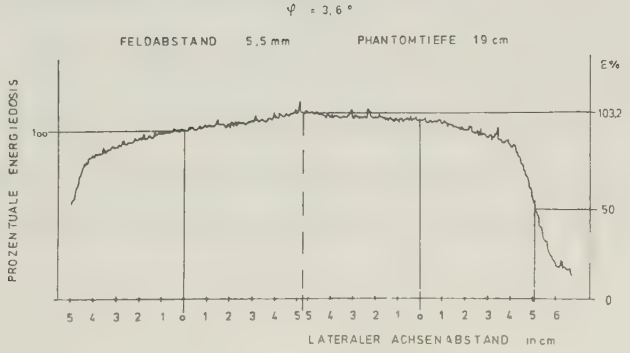


Abb. 11 a-c
Querverteilung bei Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern

bei einem Kippwinkel von 3,6° und einem Feldabstand von 5.5 mm



der Oberfläche mit einem gewebeäquivalenten Material (Bolus) nicht erforderlich.

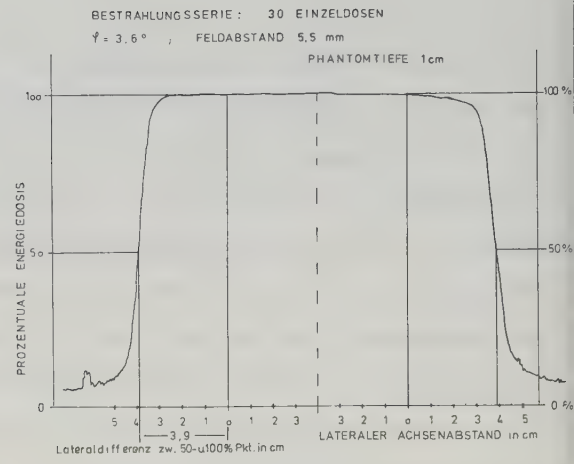
5.4. Reproduzierbarkeit.

Die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse einer dosimetrischen Messung unter streng konstant gehaltenen Bedingungen ist nur ein Teilkriterium zur Beurteilung der Richtigkeit der Ergebnisse einer Messung. Oft treten beim Übergang zu weniger leicht einstellbaren Meßbedingungen zusätzliche Fehlerquellen auf, die nicht genügend berücksichtigt werden, besonders bei wiederholten Versuchsaufbauten.

5.4.1. Fraktionierte Bestrahlung von 2 Stehfeldern am homogenen Phantom mit dem Gammatron.

Im Gegensatz zur Einzeitbestrahlung versteht man unter Fraktionierung die Verteilung der Gesamtdosis auf mehrere kleine Einzeldosen. In der Tiefentherapie ist es heute üblich, Einzeldosen von etwa 150 bis 250 RHD zu verabreichen. Um eine Gesamtdosis von 6000 RHD zu erhalten, sind 30 Einzeldosen â 200 RHD notwendig. Die Lagerung des Patienten muß über Wochen hinziehend reproduzierbar sein. Geringe Abweichungen können zu erhebli-

chen Veränderungen im Ziel führen.
Um dieser praktischen Forderung gerecht zu werden, wurde die fraktionierte Bestrahlung in die Meßreihe mit aufgenommen. Zur Simulierung des immer wieder neu erfolgenden Auflegens des Patienten und seiner Lagerung wurde das kubische Plattenphantom nach jeder Bestrahlung auseinandergebaut und für jede neue Einzelbestrahlung zusammengesetzt. Dabei konnte es selbst unter größter Sorgfalt zu geringen Lageveränderungen der einzelnen Platten gegenüber dem Filmmaterial kommen. Dies galt besonders für die oberste der 20 Polystyrolplatten, die mit der Markierung für die Eintrittsfelder versehen war und somit die Verschiebbarkeit der Haut simulierte.
Für die 30 Einzeldosen wurde die Bestrahlungsanordnung übernommen, die sich in den vorhergegangenen Meßreihen als die optimale Einstellung erwiesen hatte. Für die 30 Einzeldosen waren bei der Zwei-Felderanordnung insgesamt 60 Einstrahlungen notwendig. Die Auswertung der Dosisverlaufskurven ergab in einer Phantomtiefe von 1 cm ein geglättetes Plateau von 100%, während die beiden anderen Phantomebenen geringe Überdosierungen aufwiesen. In 10 cm Phantomtiefe betrug das Dosismaximum im Bereich der Überdosierung 107,8% und in 19 cm Tiefe 106% (s.Abb. 12a-c). Die Dosisschwankungen fielen etwas größer aus als bei der Einzeitbestrahlung mit gleicher Einstellung. Dort hielten sich die Schwankungen in einem Bereich von 1,2% auf, bei der fraktionierten Bestrahlung wichen die im Phantom gemessenen Dosismaxima bis zu 7,8% voneinander ab.



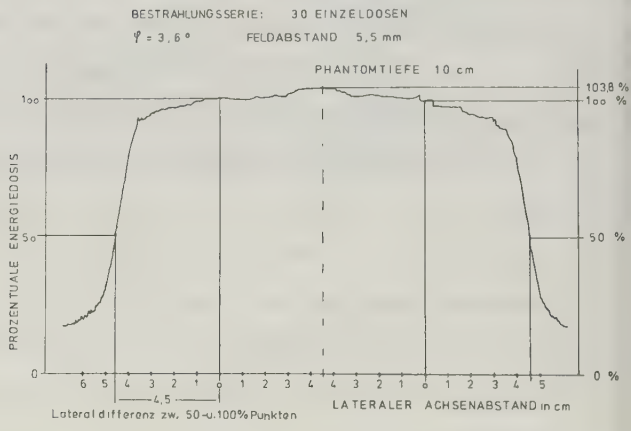
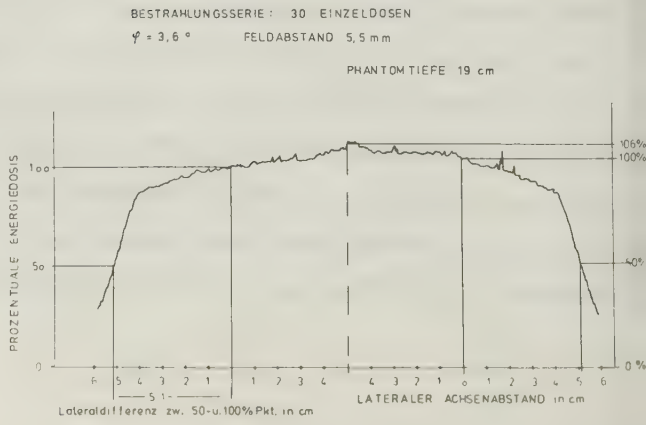


Abb. 12 a-c
Querverteilung nach Einstrahlung von 2 Stehfeldern in einer Bestrahlungsserie aus 30 Einzeldosen

bei einem Kippwinkel von 3.6° und einem Feldabstand von 5.5 mm



5.4.2. Fraktionierte Bestrahlung von 2 Stehfeldern am Einbauphantom mit dem Gammatron.

Zur Messung der Dosisverteilung im Lungengewebe wurde ein Phantom verwendet, das in etwa dem a.p. Querschnitt des Thorax entsprach (s.Abb.13).
Der Aufbau des Einbauphantoms bestand aus 5 Schichten:

Die erste Schicht bestand aus einer 1 cm dicken Polystyrolplatte für die Brustwand und war mit einem Film versehen. Die zweite Schicht war aus Zellgummi aufgebaut und sollte die ventralen Teile der Lungenflügel nachahmen. Die Zellgummiplatten hatten eine Dicke von 9 cm. Darunter, in einer Phantomtiefe von 10 cm, wurde der 2. Film exponiert. Die dritte 3 cm dicke Polystyrolschicht wurde für das Mediastinum eingebaut und die vierte ebenfalls 3 cm dicke Zellgummischicht sollte die dorsalen Lungenanteile darstellen. Die fünfte und letzte Schicht bestand wieder aus Polystyrolplatten. Sie hatte eine Dicke von 4 cm und nahm die Lage der Rückenmuskulatur und Wirbelsäule ein. Unter diese Schicht wurde der 3. Film eingebracht. Seine Lage entsprach einer Phantomtiefe von 19 cm. Um die unebenen Eintrittsflächen nachzuahmen, wurde über die Außenseite des 20 cm tiefen kubischen Phantoms ein "Mantel" aus Zellgummimaterial geschlagen, der dem Phantom eine unebene Oberfläche verlieh.
Die schwammartige Konsistenz der Zellgummiplatten trug dazu bei, daß das gesamte Phantomsystem "schwimmenden" Charakter

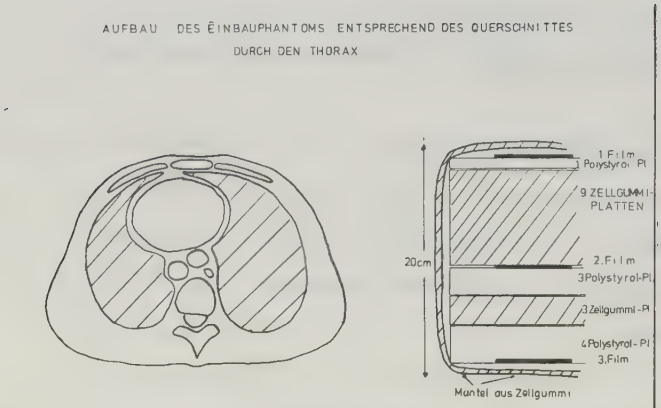


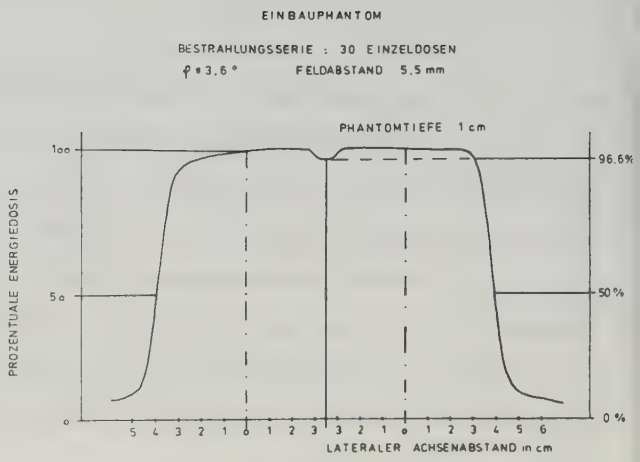
Abb. 13 Aufbau des Einbauphantoms aus Polystyrol-Platten und Zellgummi entsprechend dem a.p.Querschnitt des Thorax

hatte, d.h. die einzelnen Platten konnten sich beim Auflegen auf den Bestrahlungstisch und bei der Bewegung desselben gegeneinander verschieben. Diese "schwimmende" Eigenschaft war im Hinblick auf die durch die Atmung bedingte periodische Lageverschiebung des durchstrahlten Gewebes, wie sie bei der Bestrahlungsplanung berücksichtigt werden muß, erwünscht. Zu jeder Sitzung, der aus 30 Bestrahlungen bestehenden Serie wurde das Phantom auf den Bestrahlungstisch neu aufgelegt.

In den Phantomebenen von 1 cm und 10 cm kam es zu Unterdosierungen im Bereich der aneinandergrenzenden Felder, obwohl dieselbe Strahlenanordnung wie am homogenen Polystyrolphantom gewählt worden war, bei der Überschneidungen aufgetreten waren. Die Dosiswerte im unterdosierten Bereich betrugen in 1 cm Phantomtiefe 96,6%, in 10 cm Tiefe 98,3%. In 19 cm Phantomtiefe betrug die Dosis 100% (vgl. Abb. 14 a-c).

Das Ausmessen des zusammengesetzten Nutzstrahlenbündels ergab eine kleinere Feldbreite gegenüber derjenigen am homogenen Polystyrolphantom. Bedingt ist die veränderte Feldbreite durch die relativ unexakte Blendenvorwahl-Mechanik am Gammatron I.

Die Dosishomogenität des Plateauverlaufs kann als ausreichend angesehen werden, da die Differenz zwischen Dosismaxima und -minima höchstens 10,1% betrug. In 1 cm Tiefe betrugen das Dosismaximum 101,2%, das Minimum 92,7%, was einer Differenz von 8,5% entspricht. In 10 cm Tiefe betrug das Maximum 102,6%, das Minimum 93% und die Differenz 9,6%. In 19 cm Tiefe hatte das Maximum einen Dosiswert von 101,6%, das Minimum einen von91,5% und die Differenz betrug 10,1%.



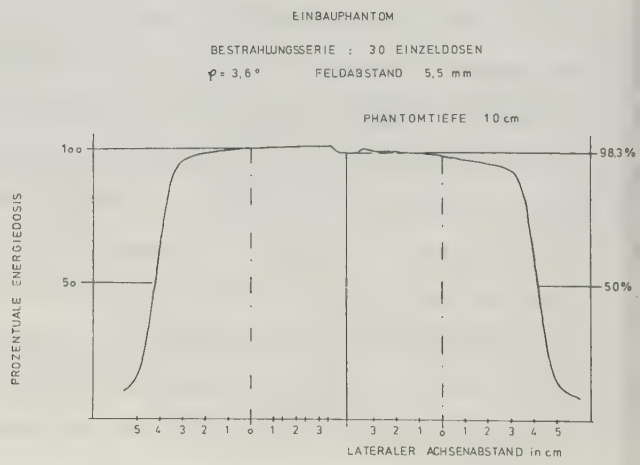
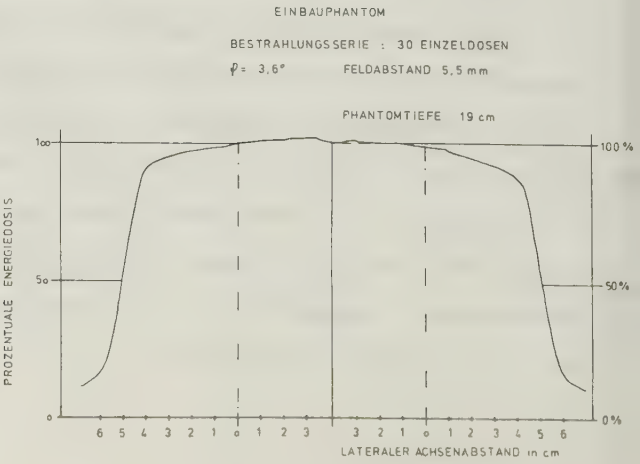


Abb. 14 a-c
Querverteilung nach fraktionierter Bestrahlung mit 2 Stehfeldern am Thoraxphantom

Kippwinkel 3.6°
Feldabstand 5.5mm



VI. Meßreihen am Linearbeschleuniger (Philips SL 75/10).

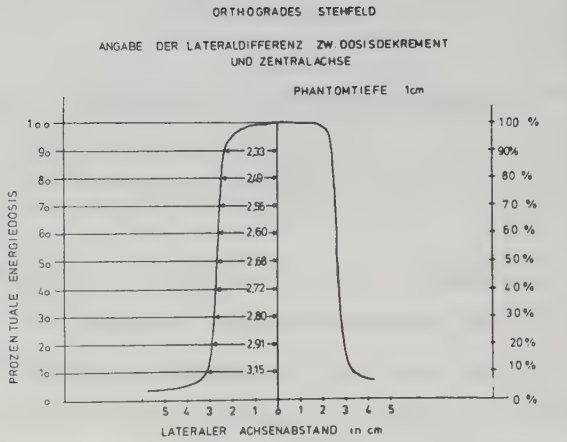
6.1. Orthograde Einstrahlung eines Stehfeldes.

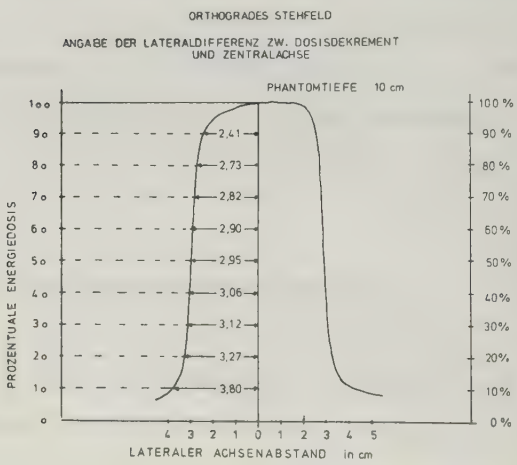
Mit dieser Einstellung wurden die Dosisdekrementpunkte aus der Dosisverlaufskurve bestimmt. Die Divergenzwinkel für die einzelnen Dosisdekrementabstände wurden aus deren Lateralabstand zur Zentralachse und dem entsprechenden Fokus-Haut-Abstand ermittelt (s.Abb. 15a-c). Entspricht das Dosisdekrementliniensystem Geraden, die durch den Fokus gehen, dann müssen die Divergenzwinkel des Dosisdekrements für die verschiedenen Phantomtiefen gleich sein.

6.1.1. Bestimmung des Dosisdekrementliniensystems.

Es ergaben sich im Bereich der 80%- bis 20%- Punkte fast gleiche Divergenzwinkel, die maximal um 2 Minuten voneinander abwichen (s.Tab.4).
Damit bildeten die Dosisdekrementlinien im Bereich von 80% bis 20% Geraden, sie sich im Fokus schneiden.
Die 90%- Punkte zeigten eine Abweichung von $0^{\circ}03'$ vom Mittelwert.

Nach größer waren die Abweichungen der Divergenzwinkel im Bereich des auslaufenden Teils der Kurve.
Hier betrug die Streuung für den 10%-Punkt $0^{\circ}09'$.





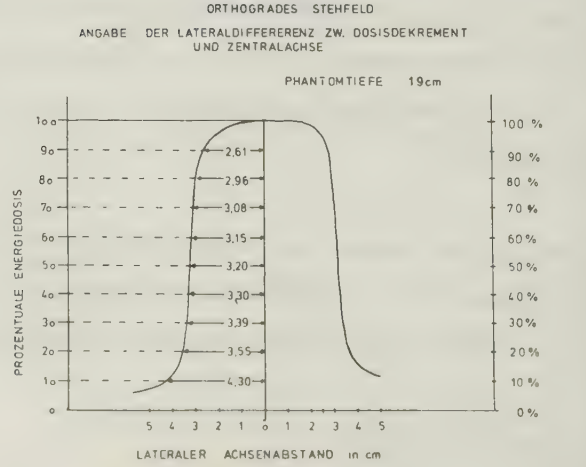


Abb. 15 a-c
Lateraldifferenz zwischen Dosisdekrement und Zentralachse

Für die Schnittpunkte von Dekrementlinie und Zentralstrahl ergab sich für die 70%-Dosisdekrementlinie eine gemeinsame Gerade. In allen Tiefen haben sie den gleichen Schnittpunkt auf dem Zentralstrahl (s.Tab. 5).

Beim Linearbeschleuniger ist auf Grund der großen Flankensteilheit keine so auffallende Kontinuität der Schnittpunktverlagerung von Dosisdekrement und Zentralachse wie beim Gammatron vorhanden. Dort war der Schnittpunkt mit zunehmender Phantomtiefe und kleiner werdenden Dosisdekrementwerten immer mehr zum Patienten hin verlagert worden. Der steile Flankenabfall am Linearbeschleuniger führt dazu, daß geringste Fehler bei der Bestimmung der Lateralabstände der Dosisdekrementpunkte von der Zentralachse große Abweichungen der Schnittpunkte zwischen Dekrementlinie und Zentralstrahl zur Folge haben. Diese Fehler im zehntel Millimeterbereich sind durch ungenaue photometrische Wiedergabe des Schwärzungsverlaufs und Ausmessung der Dosisverlaufskurve auf Millimeterpapier bedingt.

Dosisdekrement X = Lateralabstand (cm) D = Divergenzwinkel	Phantomtiefe 1 cm	10 cm	19 cm
90 % x =	2.33	2.41	2.61
D =	$1^{\circ}28'$	$1^{\circ}23'$	$1^{\circ}22'$
80 % x =	2.49	2.73	2.96
D =	$1^{\circ}34'$	$1^{\circ}34'$	$1^{\circ}33'$
70 % x =	2.56	2.82	3.08
D =	$1^{\circ}37'$	$1^{\circ}37'$	$1^{\circ}37'$
60 % x =	2.60	2.90	3.15
D =	$1^{\circ}38'$	$1^{\circ}40'$	$1^{\circ}39'$
50 % x =	2.68	2.95	3.20
D =	$1^{\circ}41'$	$1^{\circ}41'$	$1^{\circ}41'$
40 % x =	2.72	3.06	3.30
D =	$1^{\circ}43'$	$1^{\circ}45'$	$1^{\circ}44'$
30 % x =	2.80	3.12	3.39
D =	$1^{\circ}46'$	$1^{\circ}47'$	$1^{\circ}47'$
20 % x =	2.91	3.27	3.55
D =	$1^{\circ}50'$	$1^{\circ}52'$	$1^{\circ}52'$
10 % x =	3.15	3.80	4.30
D =	$1^{\circ}59'$	$2^{\circ}11'$	$2^{\circ}16'$

Tab. 4

Bestimmung des Divergenzwinkels am Linearbeschleuniger.

Dosisdekrement	berechnet aus den Dekrementpunkt-Abständen in 1cm u. 10 cm Tiefe	1cm u. 19 cm Tiefe	10 cm u. 19 cm Tiefe
90 %	-171,13 cm	-58,79 cm	-8,45 cm
80 %	- 2,38 cm	- 4,36 cm	-6,83 cm
70 %	2,38 cm	2,38 cm	2,38 cm
60 %	13,00 cm	5,91 cm	-4,40 cm
50 %	1,67 cm	-1,77 cm	-6,20 cm
40 %	19,00 cm	6,59 cm	-14,75 cm
30 %	12,25 cm	5,58 cm	-4,00 cm
20 %	18,25 cm	9,16 cm	-5,11 cm
10 %	47,38 cm	41,70 cm	31,60 cm

Tab. 5
Lage des Schnittpunktes von Dekrementlinie und Zentralstrahl am Linearbeschleuniger.

6.2. Zweifelder-Methode am Linearbeschleuniger.

Orthograde Einstrahlung von 2 Stehfeldern.

Durch Parallelverschiebung des Bestrahlungstisches wurden die Felder bei unveränderter Lage des Strahlers im Bereich der 50%-Isodosengrenzen senkrecht aneinandergefügt. Die aufgrund der Strahlendivergenz mit zunehmendem Quelle-Objekt-Abstand (entsprechend zunehmender Phantomtiefe) größer werdenden Überlappungsbereiche der beiden Felder führten zu ansteigenden Dosisspitzen (s.Abb. 16a-c).

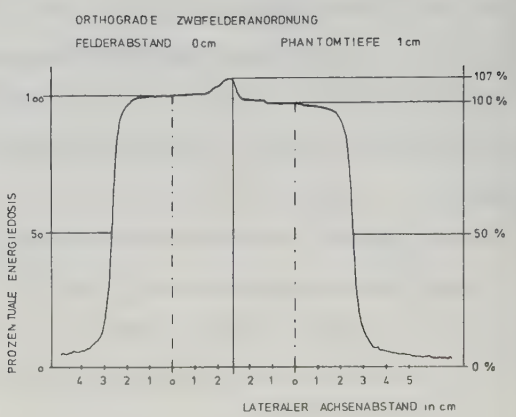
In 1 cm Phantomtiefe betrug die Dosisspitze 107,6%, in 10 cm Tiefe war sie auf 149,4% und in 19 cm Tiefe auf 163% angestiegen.

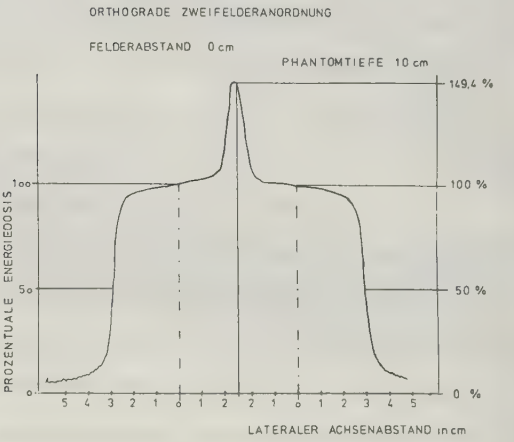
6.3. Schrägeinstrahlung zweier Stehfelder am Linearbeschleuniger.

Ein mit zunehmender Phantomtiefe größer werdender Überlappungsbereich innerhalb eines Zweifeldersystems kann vermieden werden, wenn die 50% - Dosisdekrementlinien der aneinandergefügten Felder senkrecht zur Phantomoberfläche eingestrahlt werden. Der entsprechende Rotationswinkel wurde bereits geometrisch ermittelt. Er betrug:

φ = 1.7 Grad.

Bei der experimentellen Bestimmung wurde wie folgt vorgegangen. An der das Strahlenbündel begrenzenden Innenseite der Blende wurde ein Lot angebracht. Eine Rotation des Strahlerkopfes um das Isozentrum wurde soweit durchgeführt, bis das Lot genau über der lateralen Begrenzung des durch das Lichtvisier vorgegebenen Feldes stand, dessen Randstrahlen senkrecht zur Phantomoberfläche einfallen sollten. Der Rotationswinkel betrug φ = 1.7 Grad.
Der Winkel wurde bei einem FHA von 90 cm (Phantomoberfläche) und einem FHA von 110 cm (entsprechend einer Phantomtiefe von 20 cm) überprüft. Beidemal schloß das gefällte Lot mit der Begrenzung des Lichtfeldes ab. Derselbe Vorgang wurde mit Rotation zur anderen Seite und Fixierung des Lots an der gegenüberliegenden Blendeninnenseite durchgeführt. Es ergab sich derselbe Rotationswinkel.
Nach Einstrahlung des ersten Feldes wird der Strahlerkopf zur entgegengesetzten Seite rotiert (vgl.Abb. 17).
Unter Lateralverschiebung des Bestrahlungstisches wurde das zweite Feld an das erste angeschlossen, sodaß der Feldabstand 0 cm betrug. Die Auswertung der Dosisverlaufskurven ergab auf allen Phantomebenen vorhandene Unterdosierung von 3% im Mittel (vgl. Abb. 18a-c). Die Schwankungen der Unterdosierungen untereinander betrugen maximal 1,7% bezogen auf den 100% - Wert auf der Zentralachse. Der Rotationswinkel von 1.7 Grad konnte beibehalten werden.
Die Unterdosierungen hatten in 1 cm Phantomtiefe einen Dosiswert von 97,8%. In 10 cm Tiefe betrug die Dosis 96,1% und in 19 cm Phantomtiefe 97,2%.





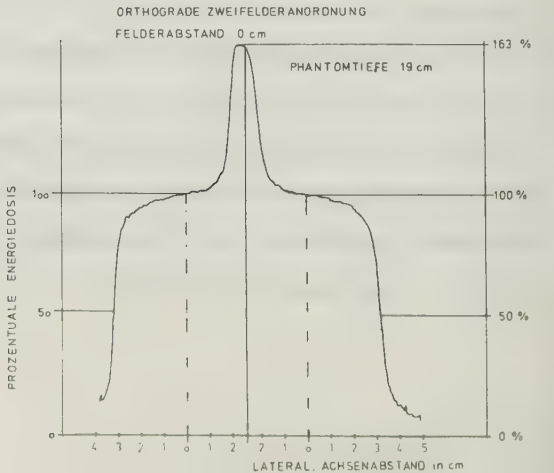


Abb. 16 a-c
Querverteilung bei orthograder Einstrahlung von 2 Stehfeldern

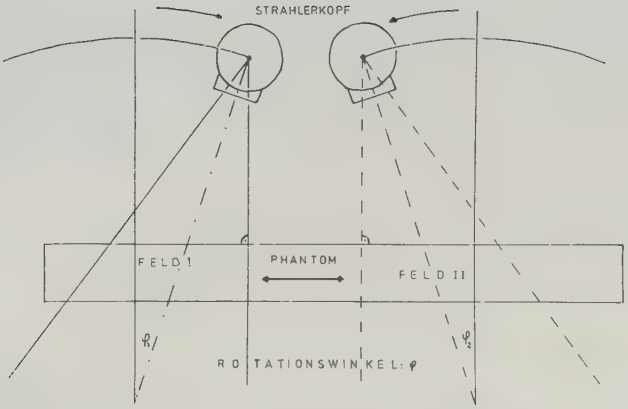
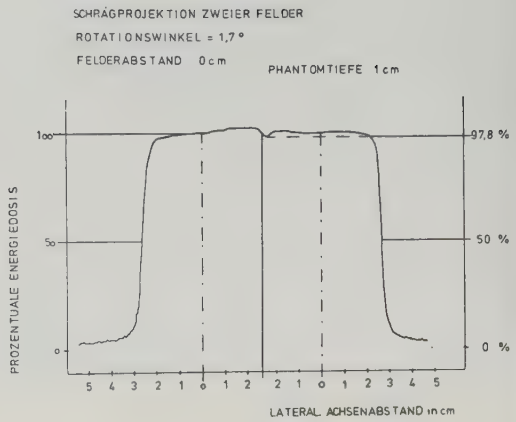


Abb. 17 Schematische Darstellung der Bestrahlungsanordnung bei Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern am Linearbeschleuniger.



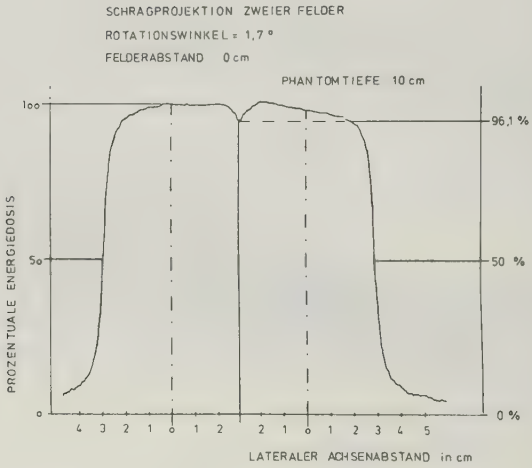
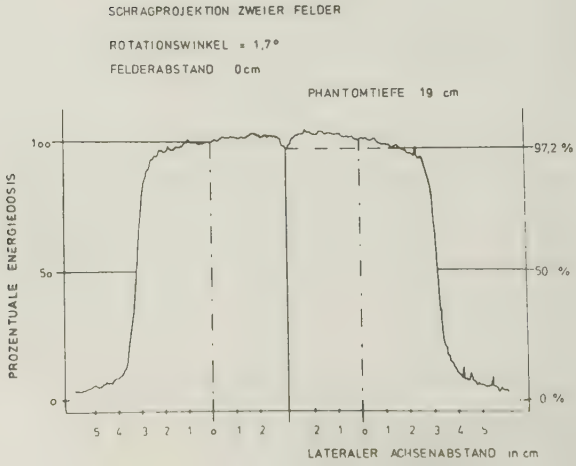
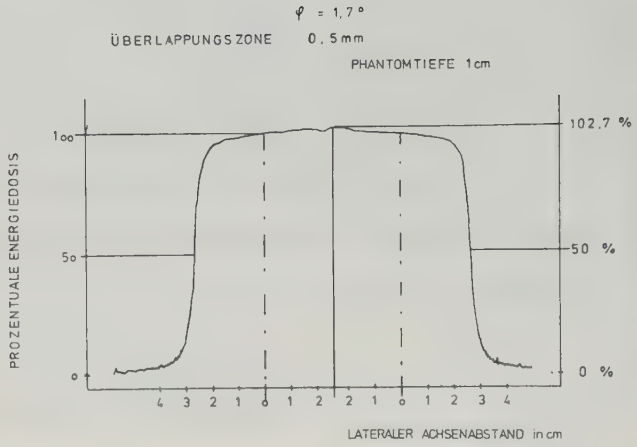


Abb. 18 a-c
Querverteilung bei Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern

bei einem Rotationswinkel von 1.7°



Um die Unterdosierungen, die bei einem Feldabstand von 0 cm entstanden, zu vermeiden mußten die Felder gegeneinander verschoben werden. Nach Einstrahlung des ersten Feldes und Rotation des Strahlers zur anderen Seite wurde der Bestrahlungstisch bzw. das Phantom soweit verschoben, daß die beiden Lichtvisierfelder eine Überlappungszone von 0,5 mm aufwiesen. Die Einstrahlung des zweiten Feldes ergab dann eine angedeutete Überdosierung im Zentrum des Zweifeldersystems (s.Abb. 19a-c). In einer Phantomtiefe von 1 cm betrug das Dosismaximum 102,7%, in 10 cm Tiefe 102% und in 19 cm Phantomtiefe 103%. Im Rahmen der Optimierung der Dosisverteilung mußte der Grad der Überlappung beider Felder zwischen 0 mm (hier ergab sich eine Unterdosierung von 3% im Mittel) und 0,5 mm (Überdosierung von 2,6% im Mittel) liegen. Die Bestrahlungsanordnung wurde daher mit einer Feldüberschneidung von 0,25 mm durchgeführt. Diese Wahl der Felderanordnung ergab eine praktisch vollständige Homogenisierung der Dosisverteilung (vgl. Abb. 20a-c). Es gelang mit dieser Einstellung, Dosisspitzen und Unterdosierungen im durchstrahlten Phantom abzubauen. Die prozentuale Energiedosis betrug im Bereich der Feldapposition in einer Phantomtiefe von 1 cm 100,5%, in 10 cm Tiefe 100,7% und in einer Phantomtiefe von 19 cm 101,4%. Das geglättete Plateau fällt erwartungsgemäß bis zum Übergang in die durch ihre Linearität ausgezeichnete Flanke der Dosisverteilungskurve stetig ab. Dieser Abfall erstreckt sich in einer Phantomtiefe von 1 cm von 100,5% auf 91,3%. Die Differenz zwischen Dosismaximum



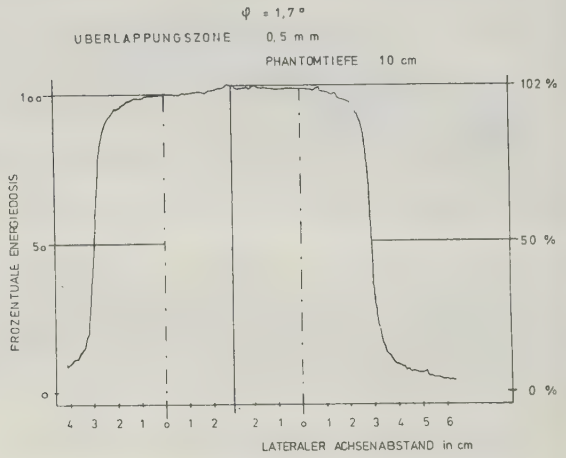
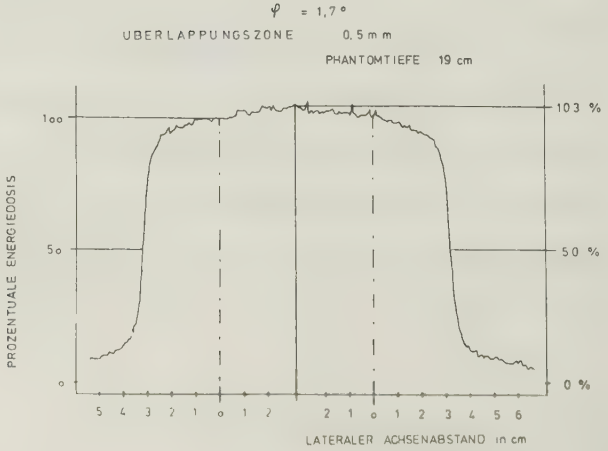
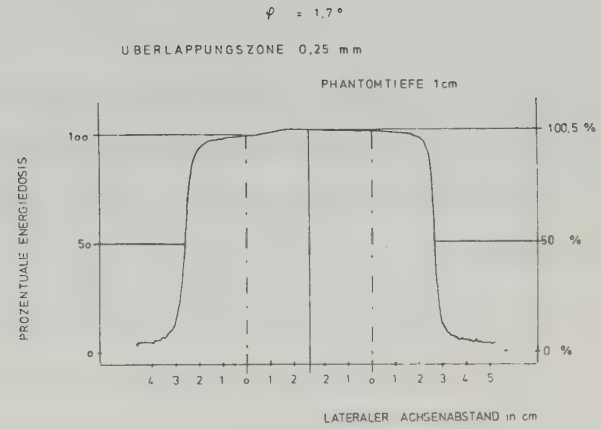


Abb.19 a-c
Querverteilung bei Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern

bei einem Rotationswinkel von 1.7° und einer Feldüberlappung von 0.5 mm





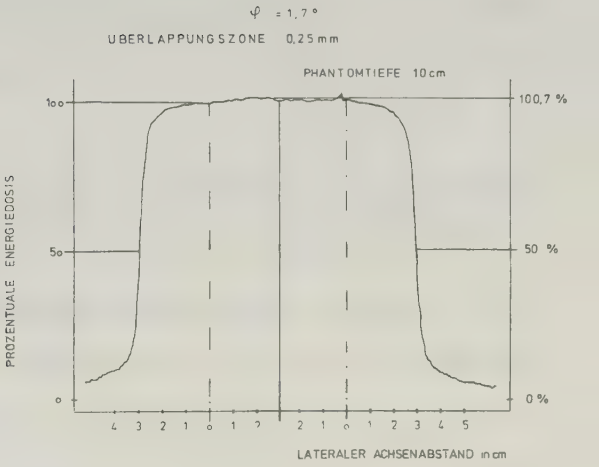
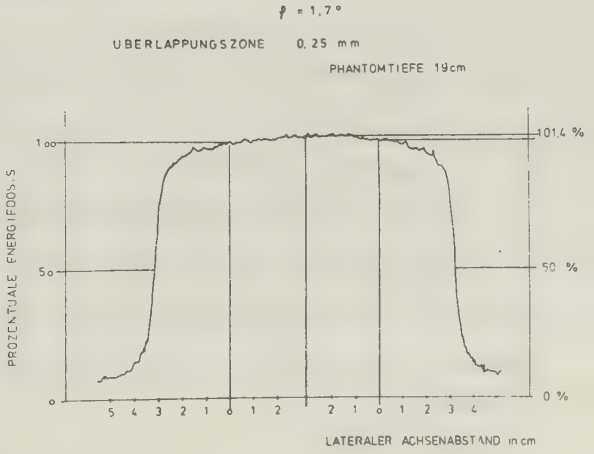


Abb. 20 a-c
Querverteilung bei Schrägeinstrahlung von 2 Stehfeldern

bei einem Rotationswinkel von 1.7^{o} und einer Überlappung der Feldanteile von 0.25 mm



und -minimum betrug 9,2%. In 10 cm Tiefe fiel die Dosis von 100,7% auf 92,0% ab. Die Differenz betrug 8,7%. In 19 cm Phantomtiefe betrug sie 12,7% bei einem Dosismaximum von 101,4% und einem Minimum von 88,7%.
Die Dosisdifferenz zwischen Maximum und Minimum im Bereich des Plateaus hielt sich durchaus in vertretbaren Grenzen. Wie am Gammatron ergibt sich damit, daß bei einer Schrägeinstrahlung von 1.7 Grad und einer Überlappungszone von 0,25 mm weder Keil- oder Ausgleichsfilter noch Bolusmaterialien erforderlich sind.

6.4. Fraktionierte Bestrahlung von 2 Stehfeldern am homogenen Phantom mit dem Linearbeschleuniger.

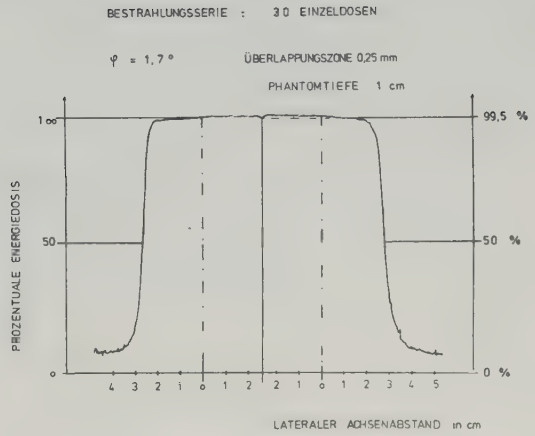
In einer weiteren Versuchsreihe wurde das kubische Polystyrolphantom einer fraktionierten Bestrahlung mit 30 Sitzungen am Linearbeschleuniger unterzogen. Die Einzeldosis betrug 1 rd. Dabei wurde die Bestrahlungsanordnung übernommen, die sich in den zuvor beschriebenen Versuchsanordnungen als optimal erwiesen hatte. Der Rotationswinkel betrug 1.7 Grad. Die durch das Lichtvisier vorgegebenen Felder wurden um 0,25 mm übereinandergeschoben. Die Blendeneinstellung betrug 10 cm x 6 cm, der Focus-Haut-Abstand 90 cm. Zu jeder Einzelbestrahlung wurde das Phantom neu zusammengesetzt, so daß Verschiebungen zwischen den einzelnen Polysytrolplatten möglich waren, um die tatsächlichen Gegebenheiten im Verlauf einer Bestrahlungsserie zu simulieren.

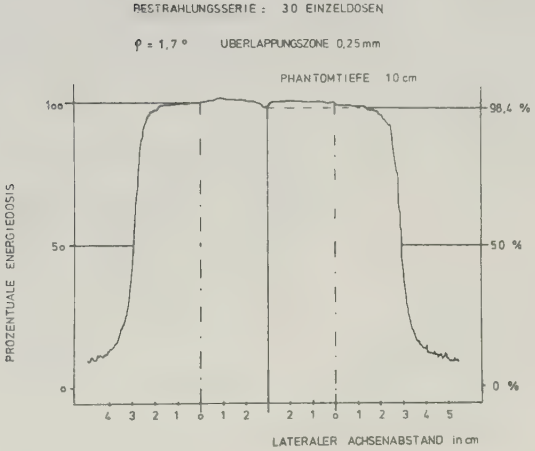
Die Dosisverlaufskurven wiesen in den gemessenen Phantomtiefen geringe Unterdosierungen im Bereich der Feldaneinandersetzung von annähernd gleichem Ausmaß auf (s. Abb. 21a-c). Die Unterdosierungen im Überschneidungsbereich betrugen im Mittel nur 1% und konnten im Hinblick auf die Gesamtdifferenz zwischen Maximal- und Minimaldosis, die sich aus dem Dosisabfall zur Peripherie hin ergab, vernachlässigt werden. In 1 cm Phantomtiefe betrug die Dosis im Überschneidungsbereich der Feldanteile 99,5%, in 10 cm Tiefe 98,4% und in 19 cm Phantomtiefe betrug sie 99,0%.
Die Maximaldosis des Plateaus betrug in 1 cm Phantomtiefe 100,4%, die Minimaldosis 93,7%, was einer Differenz von 6,7% entsprach. In 10 cm Tiefe war das Maximum 100,8%, das Minimum 91,9% groß. Die Differenz betrug 8,9%. In 19 cm Phantomtiefe wurden für das Maximum 102,0%, für das Minimum 90,5% ermittelt. Die Differenz belief sich auf 11,5%.

6.5. Fraktionierte Bestrahlung von 2 Stehfeldern am Einbauphantom mit dem Linearbeschleuniger.

In einer weiteren Vesuchsreihe wurde das Einbauphantom zur Simulierung der Thoraxanatomie am Linearbeschleuniger einer fraktionierten Bestrahlung unterzogen. Insgesamt wurde die Bestrahlungsserie in 30 Einzeldosen unterteilt, wobei die Einstellung des Strahlerkopfes, des Bestrahlungstisches sowie das Auflegen des Phantoms immer wieder neu erfolgten.

Es wurden dieselben Bestrahlungsanordnungen gewählt wie bei der fraktionierten Bestrahlung des homogenen Polystyrolphantoms. Der Rotationswinkel betrug 1.7 Grad, der Grad der Feldüberlappung 0,25 mm. Die Auswertung der Dosisverlaufskurven ergab eine Unterdosierung in der Phantomtiefe von 1 cm. Die Dosis betrug 98,6%. In der Phantomtiefe von 10 cm lag ein geglätteter Plateauverlauf vor. Die Dosis im Bereich der Feldüberlappung betrug 101%. Die Dosierung in 19 cm Tiefe betrug 99,4% (s.Abb.22a-c). Die Schwankungen des Plateaus, bedingt durch den Dosisabfall zur Peripherie, betrugen in 1 cm Tiefe 8,4%, in 10 cm Tiefe 15,5% und in 19 cm Tiefe 9,12%. Verglichen mit den Querverteilungen des homogenen Polystyrolphantoms zeigt das Thoraxphantom keine nennenswerten Unterschiede in der Querverteilung. Die sekundäre Elektronenstreuung verursacht im Lungengewebe keine wesentlichen Veränderungen der Querverteilungen gegenüber homogenem Weichteilgewebe.





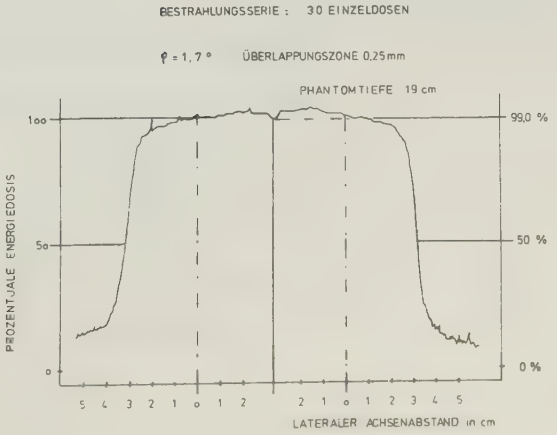
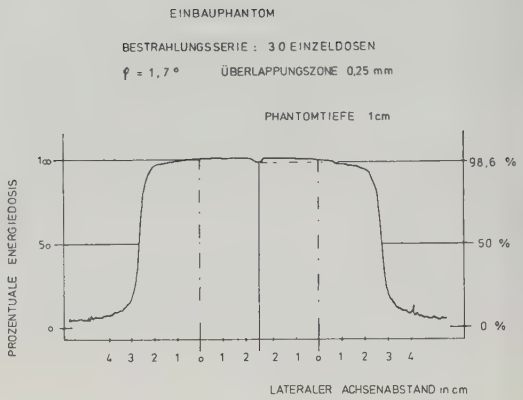


Abb. 21 a-c
Querverteilung nach Einstrahlung von 2 Stehfeldern in einer Bestrahlungsserie aus 30 Einzeldosen

bei einem Rotationswinkel von 1.7° und einer Überlappung der Feldanteile von 0.25 cm



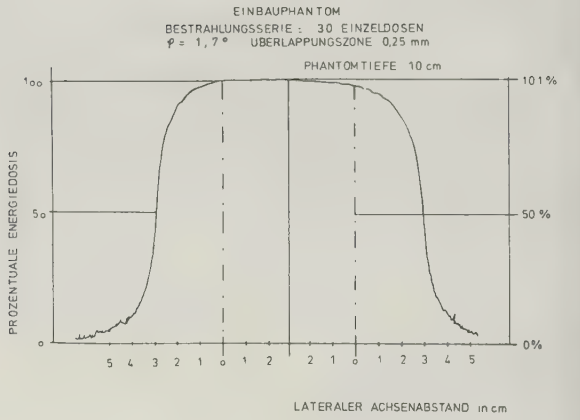
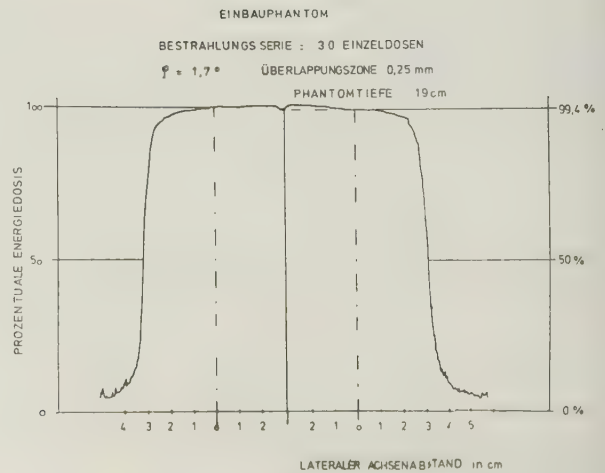


Abb. 22 a-c
Querverteilung nach fraktionierter Bestrahlung mit 2 Stehfeldern am Thoraxphantom

bei einem Rotationswinkel von 1.7° und einer Überlappung der Feldanteile von 2.5 mm



VII. Diskussion.

Das Optimierungsverfahren beschränkte sich hauptsächlich auf die Dosishomogenität der Verhältnisse im Überschneidungsbereich zweier aneinandergestückelter Strahlenbündel.
Müssen 2 Stehfelder aneinandergesetzt werden wie z.B. bei der Nachbestrahlung des Mamma-Karzinoms, erfolgt die Bestrahlung in der Regel durch jeweilige Senkrechteinstrahlung der beteiligten Strahlenbündel. Dabei werden am Gammatron I die Felder wegen der größeren Breite der Randzone infolge der Strahlendivergenz mit einem Abstand von 5 mm eingestrahlt. Am Linearbeschleuniger werden die Lichtvisierfelder dagegen direkt nebeneinandergesetzt, da der Abstand zwischen Focus und Tumormitte 100 cm beträgt.
In der vorliegenden Arbeit wurde am kubischen Polystyrol-Plattenphantom nachgewiesen, daß die Senkrechteinstrahlung der beiden Nutzstrahlenbündel zu Superpositionen führt, die auf Grund der Strahlendivergenz mit zunehmender Tiefe größer werden.
Die Dosishomogenität war dabei nicht für alle Phantomtiefen gewahrt. Die prozentuale Energiedosis bezogen auf die jeweilige Dosis auf dem Zentralstrahl war im Überschneidungsbereich am Gammatron I in 19 cm Phantomtiefe um 49%, am Linearbeschleuniger um 56,4% höher als die prozentuale Energiedosis in 1 cm Phantomtiefe.

Diese größer werdenden Dosisspitzen lassen sich vermeiden, wenn die aneinandergefügten 50 % - Isodosenflächen senkrecht zur Oberfläche eingestrahlt werden. Um Homogenität zu erreichen, muß die 50 % - Dosisdekrementlinie den Verlauf einer Geraden einnehmen. Am Linearbeschleuniger konnten die Linien im Bereich des 80 % bis 20 % Dosisdekrements an Geraden angenähert werden. Für das Telekobaltgerät galt dies nur für einen verhältnismäßig kleinen Bereich, nämlich für ein Dosisdekrement von 70% bis 50%. Es genügte aber nicht, die durch das Lichtvisier abgebildeten Felder direkt aneinanderzusetzen. Die Ausmessung des durch das Lichtvisier vorgegebenen Feldes ergab an beiden Geräten eine Abweichung gegenüber der nach dem geometrischen Strahlensatz aus Blendenvorwahl und Quelle - Objekt - Abstand errechneten Feldgröße. Beim Linearbeschleuniger fiel sie minimal aus, am Gammatron I war das Lichtvisierfeld um einen erheblichen Betrag kleiner als die errechnete Feldgröße.
Das führt dazu, daß am Gammatron I die beiden Lichtvisierfelder mit einem Abstand von 5,5 mm eingestrahlt werden mußten, um Überschneidungen zu vermeiden. Am Linearbeschleuniger ließ sich Dosishomogenität erreichen, wenn die Felder des Lichtvisiers so eingestrahlt wurden, daß sie einen Überlappungsbereich von 0,25 mm aufwiesen.

Auf Grund der Phantomversuche fielen die Dosisverteilungen am Linearbeschleuniger wesentlich günstiger aus als am Gammatron I. Dies galt sowohl für die Bestrahlung des Zentrums als auch für den Randbereich des Bestrahlungsgebietes. Als Maß für die Inhomogenität innerhalb des Plateaus der Querverteilungskurve wurde die Differenz zwischen Dosismaximum und -minimum herangezogen. Sie betrug z.B. am Linearbeschleuniger bei 6 cm Feldbreite in 19 cm Phantomtiefe 12,7%, am Gammatron 19,2%. Das Gammatron wies einen größeren lateralen Dosisabfall vor allem im Bereich der Schulter der Dosisverteilungskurve auf. Der Dosisabfall lag noch unter der 20 % - Grenze, die für die Genauigkeit der Dosishomogenität gefordert werden sollte. Es erschien daher nicht erforderlich Keil- oder Ausgleichsfilter zu verwenden. Die Dosisverteilung in der Randzone des Nutzstrahlenbündels, die in der praktischen Strahlentherapie dem Sicherheitsrand um das Tumorvolumen entspricht, fiel am Gammatron viel ungünstiger aus als am Linearbeschleuniger. Die Halbschattenbreite war am Linearbeschleuniger wesentlich geringer und damit die Flankensteilheit größer. Daraus läßt sich für die Praxis fordern, daß am Gammatron das Zielvolumen stets größer gewählt werden muß als am Linearbeschleuniger.

Zur Simulation der tatsächlichen Verhältnisse im Verlauf einer Bestrahlungsserie wurde eine fraktionierte Bestrahlung mit je 30 Einstellungen durchgeführt, bei denen die Versuchsanordnung bei jeder einzelnen Bestrahlung neu erfolgte. Die Ergebnisse zeigten eine optimale Dosishomogenität im Bereich des Plateauverlaufs. Damit kann die Reproduzierbarkeit der Methode als sehr gut bezeichnet werden.
Verglichen mit den Querverteilungen im homogenen Polystyrol-Plattenphantom zeigte das Thoraxphantom nach fraktionierter Bestrahlung am Linearbeschleuniger keine nennenswerten Unterschiede.
Am Gammatron I kam es dagegen zu Unterdosierungen im Bereich der Apposition beider Felder am Thoraxphantom. Das Ausmessen des zusammengesetzten Zweifeldersystems ergab eine geringere Feldbreite gegenüber der des homogenen Polystyrol-Plattenphantoms. Bedingt ist diese veränderte Feldbreite durch die relativ unexakte Blendenvorwahl-Mechanik am Telekobaltgerät. Zur besseren Reproduzierbarkeit wäre eine genauere Blendenanzeige erforderlich, die dem Bedienungspersonal die Einstellung erheblich erleichtern würde.

Falls es topographisch - anatomische Gesichtspunkte erfordern, läßt sich das Zweifeldersystem

auf ein Vierfeldersystem erweitern. Voraussetzung für eine überlagerungsfreie Projektion ist die Senkrechteinstrahlung des jeweils im Vierfeldersystem zentral gelegenen Eckstrahls eines Einzelfeldes. Dies führt dazu, daß auch die Grenzflächen der aneinandergestückelten Feldanteile senkrecht zur Oberfläche eingestrahlt werden (vgl. Abb.23). Die Einstellung der Strahlenquelle erfordert dabei sowohl eine Lateral- als auch eine Vor- bzw. Rückwärts-Kippung des Strahlerkopfes. Dies ist am Gammatron I möglich. Am Linearbeschleuniger rotiert der Focus nur in einer lateralen Richtung um das Isozentrum, so daß hier eine Erweiterung auf ein Vierfeldersystem in beschriebener Art nicht möglich wäre.

Falls es die Anatomie des Patienten erfordert, innerhalb eines Mehrfeldersystems eine andere Richtung des Nutzstrahlenbündels in dem Bestrahlungsfeld zu wählen - etwa zur Schonung der Lungenspitzen bei der Mammanachbestrahlung im Bereich des Supraklavikularfeldes - ist auch am Gammatron I eine befriedigende Dosishomogenität nicht zu erzielen.

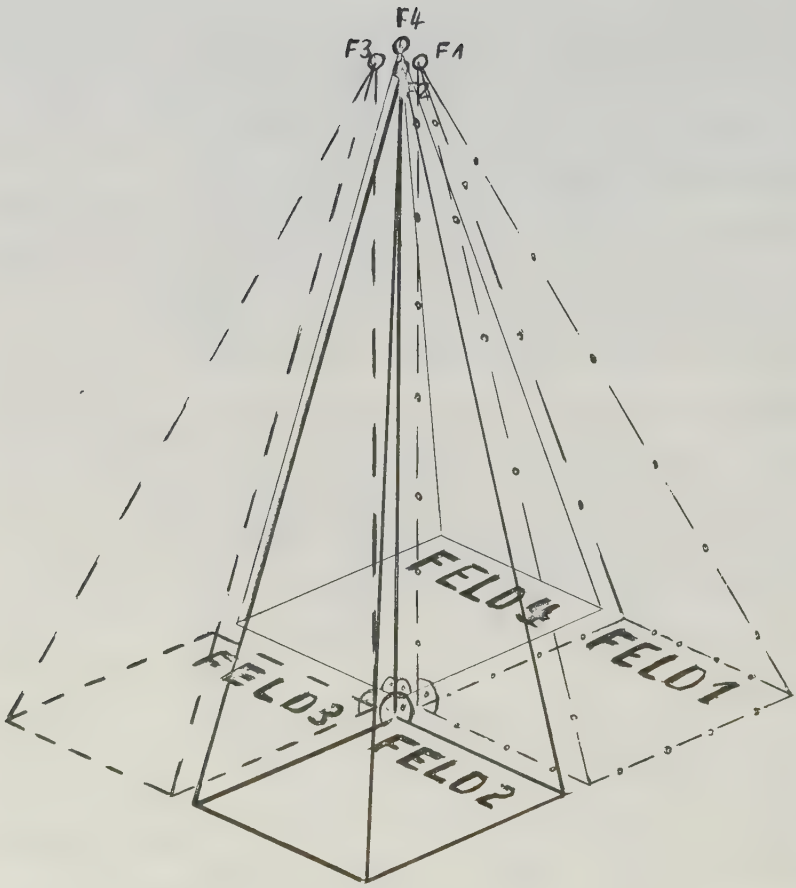


Abb. 23
Schematische Anordnung der Nutzstrahlenbündel bei der Vierfelder-Methode.Der jeweils senkrecht eingestrahlte zentrale Eckstrahl eines Einzelfeldes führt zur Senkrechteinstrahlung der aneinandergestückelten Feldanteile.

VIII. Zusammenfassung

Es galt sowohl am Kobalt-60 Therapiegerät (Siemens Gammatron I) als auch am Linearbeschleuniger (Philips SL 75/10) im experimentellen Verfahren 2 Einzelfelder lückenlos aneinanderzustückeln.

Um sich ein Bild über die Homogenität im Bestrahlungsgebiet machen zu können, wurde die Dosisquerverteilung filmdensitometrisch bestimmt. Als Bestrahlungskörper wurde ein kubisches Polystyrol-Plattenphantom, später ein Einbauphantom aus Zellgummi und Polystyrol zur Simulation der Thoraxanatomie mit jeweils 20 cm Tiefe verwendet. Die Bestrahlungsbedingungen wurden solange variiert, bis die ermittelten Dosisverteilungen der geforderten Verteilung in genügender Annäherung entsprachen, wobei das Kriterium Dosishomogenität zum hauptsächlichen Optimierungsziel erhoben wurde.

Bei der Ausmessung des durch das Lichtvisier abgebildeten Feldes ergab sich an beiden Geräten eine Abweichung gegenüber der aus Blendenvorwahl und Quelle-Objekt-Abstand errechneten Feldgröße. Diese Differenz fiel am Gammatron größer aus als am Linearbeschleuniger.

Bei den Phantomversuchen fielen die Dosisverteilungen am Linearbeschleuniger wesentlich günstiger aus als

am Gammatron. Dies galt für die Durchstrahlung des Zentrums, sowie des Randbereiches des Bestrahlungsgebietes.

Das am orthograd eingestrahlten Stehfeld bestimmte Dosisdekrementliniensystem konnte am Linearbeschleuniger im Bereich zwischen 80% und 20%, am Gammatron zwischen 70% und 50% Dosisdekrement durch Geraden angenähert werden.
Zur überlagerungsfreien Apposition zweier Felder wurde bei der gewählten Feldbreite von 6 cm am Gammatron bei einem Fokus-Haut-Abstand von 60 cm ein Kippwinkel von 3.6 Grad, am Linearbeschleuniger bei einem Fokus-Haut-Abstand von 90 cm ein Rotationswinkel von 1.7 Grad ermittelt. Die eingestrahlten Felder mußten gegeneinander versetzt werden.
Es konnte gezeigt werden, daß der durch die Schrägprojektion vergrößerte laterale Achsenabstand und der damit verbundene Dosisabfall zur Peripherie hin bei kleinen Feldbreiten und Winkeln vernachlässigt werden kann.
Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit der erhaltenen Bestrahlungsanordnung wurde die Einstellung in Form einer fraktionierten Bestrahlung 30 mal wiederholt. Das Ergebnis war sowohl am Linearbeschleuniger, wo es zu geringen Unterdosierungen von 1% im Mittel im Bereich der Feldaneinandersetzung kam,

als auch am Gammatron I, bei dem geringe Dosisspitzen zwischen 3 und 6% auftraten, durchaus zufriedenstellend.

Nach fraktionierter Bestrahlung des Thoraxphantoms mit dem Linearbeschleuniger traten keine nennenswerten Unterschiede in der Querverteilung auf. Am Gammatron kam es zu Unterdosierungen im Bereich der Apposition um 3,5% in 1 cm Phantomtiefe. In größeren Tiefen fiel der Grad der Unterdosierung geringer aus. Die Dosishomogenität konnte als ausreichend angesehen werden.

Literaturübersicht.

1. ABBATUCCI,J.-S.,R.QUINT,J.BLOQUEL,A.ROUSSEL et M.URBAJTEL: Technik der kurativen Telekobaltthera-pie.
Stuttgart:Ferdinand Enke Verlag 1976.

2. ACKERMANN,L.,H.MERGLER und H.SCHLEUSSNER: Dokumentation des Strahlungs-bzw.Dosisbildes.
Handbuch der Medizinischen Radiologie I/1 (1968), 2o9-3o4.

3. ANGERSTEIN,W. und S.GURSKY: Grundlagen der Strahlenphysik und radiologischen Technik in der Medizin.
Leipzig: VEB Georg Thieme 1975.

4. DIMITRIJEVIC,C.: Praktische Berechnung der Abschirmung von radioaktiver und Röntgen-Strahlung.
Weinheim/Bergstraße: Verlag Chemie 1972.

5. FACHNORMENAUSSCHUSS RADIOLOGIE (FNR):DIN 6809 Blatt 1, Klinische Dosimetrie, therapeutische Anwendung gebündelter Röntgen-, Gamma-und Elektronenstrahlung.
Strahlentherapie 149 (1975), 535-551.

6. FEHRENTZ,D. und F.ZUNTER : Zur Filmdosimetrie in der Strahlentherapie.
Strahlentherapie 135 (1968), 301-306.

7. FEHRENTZ,D.,B.LIEBIG und P.SCHRÖDER-BABO: Berücksichtigung großer Inhomogenitätsbereiche bei der Berechnung von Elektronendosisverteilungen.
Strahlentherapie 151 (1976), 423-442.

8. HAXEL,O.: Entstehung,Eigenschaften und Wirkungen ionisierender Strahlen.
Handbuch der Medizinischen Radiologie I/1 (1968), 1-107.

9. HULTBERG,S.: Kilocurie Co^{60}-Therapie at the Radiumhemmat.
Acta radiologica supplementum 179, Stockholm 1959.

10. KÄRCHER,K.-H.: Kritische Betrachtungen verschiedener Bestrahlungsmethoden bei M.Hodgkin.
Strahlentherapie 151 (1976), 176-182.

11. KELLER,H.-L.: Dosisverteilung und Dosisermittlung bei der Pendelbestrahlung (200 kV bis 17 MeV).
München-Berlin : Urban&Schwarzenberg 1964.

12. NÜSSLIN,F.: Dosisquer-und Dosistiefenverteilungen bei 42 MeV Bremsstrahlen.
Strahlentherapie 145 (1973), 143-146.

13. POPP,F.-A. und M.BUSCH: Zur Optimierung der Bestrahlungsplanung in der ^{60}Co-Teletherapie.
Die Reproduzierbarkeit der Einstellung.
Strahlentherapie 146 (1973), 190-197.

14. RASSOW,J.,U.ERDMANN und H.-D.STRÜTER: Beitrag zur Filmdosimetrie energiereicher Strahlung.
Auswahl günstiger Film-Entwickler-Kombinationen durch Untersuchung der Gradation und Genauigkeit bei ^{60}Co-Gamma-Strahlung.
Strahlentherapie 138 (1969), 149-156.

15. RINGLEB,D.: Konventionelle Tiefentherapie von Stehfeldern aus.
Handbuch der Medizinischen Radiologie XVI/1 (1970), 271-360.

16. SCHERER,E.: Strahlentherapie,
Berlin, Heidelberg, N.York: Springer 1976.

17. SCHLUNGBAUM,W.: Medizinische Strahlenkunde.
5.Aufl. Berlin-New York: Walter de
Gruyter 1973.

18. SCHOKNECHT,G.: Die Beschreibung von Strahlenfeldern durch Separierung von Primär-und Streustrahlung.
a. Berechnung von Streuverteilungen für parallele Photonenstrahlenfelder.
Strahlentherapie 141 (1971), 326-331.
b. Berechnung von Dosisverteilungen divergenter Photonenstrahlenfelder.
Strahlentherapie 141 (1971), 409-415.

19. SONNTAG,A.: Ein Weg zur räumlichen Bestrahlungsplanung.
Vektorielle Darstellung der räumlichen Dosisverteilung im einzelnen Strahlenbündel und erste Folgerungen für die Praxis.
Strahlentherapie 150 (1975), 569-578.

20. SONNTAG,A.: Ein Weg zur räumlichen Bestrahlungsplanung. Näheres über das Verfahren zur Erzielung von Dosishomogenität bei nicht komplanaren Strahlenbündelanordnungen und dessen experimentelle Überprüfung.
Strahlentherapie 151 (1976), 10-25.

21. STRICKSTOCK,K.-H.,K.MUSSHOFF und L. BOUTIS: Methode der zusätzlichen prophylaktischen Bestrahlung bei der Lymphogranulomatose.
Strahlentherapie 133 (1966), 337-348.

22. TESCHENDORF,W.: Ganzkörper-und Abschnittsbestrahlung beim Menschen (Teleröntgentherapie, Telestrahlentherapie).
Handbuch der Medizinischen Radiologie XVI/1 (1970), 361-407.

23. VOOGT,F. and L.ATHERTON: Profil eines modernen Linearbeschleunigers (Linearbeschleuniger SL 75/20).
Strahlentherapie 148 (1974), 502-510.

24. WACHSMANN,F. und S. KALLERT: Strahlentherapeutische Dosimetrie.
Handbuch der Medizinischen Radiologie XVI/1 (1970), 532-613.

25. WACHSMANN,F. und H. VIETEN : Grundlagen der strahlentherapeutischen Methoden.
Handbuch der Medizinischen Radiologie XVI/1 (1970), 1-127.

26. WEISHAAR,J., V.HECKEL und A.REUSS : Die Auswirkung der Größe von Kobalt-60-Quellen (1 und 2 cm) auf Feldlänge, Halbschattenbreite, Dosisverteilung und Flankensteilheit bei Bestrahlung mit und ohne Halbschattentrimmer. Photometrische Messungen am Phantom.
Strahlentherapie 140 (1970), 173-184.

An dieser Stelle möchte ich Herrn Professor Dr.med.W.Frommhold herzlich danken für die Überlassung des Themas der Arbeit.

Herrn Priv.Doz.Dr.med.A.-C. Voß danke ich für die großzügige Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit.

Herrn Prof.Dr.rer.nat.G.Breitling danke ich für die freundliche Hilfe bei der experimentellen Durchführung der Versuche.

L E B E N S L A U F

Ich, Rüdiger Cörlin, wurde am 8.6.1949 als Sohn des Lehrers Heinz Cörlin und seiner Ehefrau Gertraude, geb. Koch, in Meiningen geboren.

Wohnorte:	1949 - 1955 in Meiningen 1955 - 1965 in Ludwigsburg 1965 - 1970 in Marbach/N. 1970 - 1976 in Marbach seither in Tübingen
Schulen:	Von 1956 - 1960 : Volksschule Ludwigsburg Von 1960 - 1968 : Fr. Schiller-Gymnasium Ludwigsburg Abschluß: Abitur am 12.Juni 1968
Berufsausbildung:	
Praktikum:	Von 1968 - 1970 Palm Apotheke, Marbach/N. Abschluß Pharm. Vorexamen im Sept. 1970
Pharmazie-studium:	Von 1970 - 1973 : Philipps-Universität, Marburg Abschluß : Pharmazeutisches Staatsexamen im Okt. 1973.
Medizin: studium:	Von 1973 - 1976 : Philipps-Universität, Marburg Vorphysikum: im Aug. 1973 Physikum : im März 1975 1.Staatsexam.: im März 1976 Von 1976 - 1979 Eberhard-Karls-Universität, Tübingen 2. Staatsexamen: im März 1978 Praktisches Jahr am Städt. Krankenhaus Sindelfingen. 3. Staatsexamen: am 3.Mai 1979